

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

**İNLEY DESTEKLİ VE GELENEKSEL KÖPRÜLERİN KÖK VE
KRON YÜZEYLERİNDE OLUŞTURDUKLARI STRES: SONLU
ELEMEN ANALİZİ**

HAZIRLAYAN

TURHAN ULUTEKİN

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

İNLEY DESTEKLİ VE GELENEKSEL KÖPRÜLERİN KÖK VE
KRON YÜZEYLERİNDE OLUŞTURDUKLARI STRES: SONLU
ELEMAN ANALİZİ

HAZIRLAYAN
TURHAN ULUTEKİN

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. ÖZLEM ORMAN

DOKTORA TEZİ

ANKARA-2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Turhan ULUTEKİN tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 11 / 05 / 2023

Tez Adı: İnley Destekli ve Geleneksel Köprülerin Kök ve Kron Yüzeylerinde Oluşturdukları Stres: Sonlu Eleman Analizi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

ONAY

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 25 / 04 / 2023

Öğrencinin Adı, Soyadı: Turhan ULUTEKİN

Öğrencinin Numarası:

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi A.B.D.

Programı: Doktora

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Dr. Öğr. Üyesi RMA

Tez Başlığı: İnley Destekli ve Geleneksel Köprülerin Kök Ve Kron Yüzeylerinde Oluşturdukları Stres: Sonlu Eleman Analizi

Yukarıda başlığı belirtilen Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 59 sayfalık kısmına ilişkin, 25/04/2023 tarihinde tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 20'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

ONAY

Tarih: 25/ 04 / 2023

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad,Soyad, İmza:

TEŞEKKÜR

Doktora programına başladığım günden bugüne anlayışını ve desteğini benden hiç esirgemeyen, karşıma çıkan her zorlukta bana destek olan, bildikleriyle ve öğrettikleriyle beni aydınlatan ve hep daha iyi olmamı isteyen, hocadan çok ailemden biri olan, hakkını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim sayın hocam, canım ablam Doç. Dr. Özlem ORMAN’a,

Bilgi ve deneyimiyle, konuştuğum her fırsatta vizyonumu genişleten, desteğini her zaman arkamda hissettiğim, birlikte çalışabilmekten onur duyduğum bölüm başkanım Prof. Dr. Selim ERKUT’a,

Doktora eğitimim boyunca, tüm bilgi ve tecrübelerini paylaşmayı esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Bülent Dayangaç ve Prof. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ TÜTÜNCÜLER’e,

Doktora hayatımı keyifli kılan, birlikte çalışmaktan büyük zevk aldığım, birbirimize her zaman destek olduğumuz ve olacağımız başta Dr. Dt. Ceren ÖZGÜR ve Dr. Dt. Ezgi ERDENOL olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Sevgilerini, destekleri ve ilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen, ailem olmalarından büyük onur duyduğum, annem Dt. Selen ULUTEKİN, babam Dr. Ahmet ULUTEKİN ve dedem Fethi UZHAN’a,

Doktora hayatımın bana kattığı en özel kişi olan, ilk günden itibaren hiçbir konuda desteğini esirgemeyen, kendi önceliklerinden önce beni önemseyen, bu süreçte tüm gerginliklerimi sırtlayan, hayatıma değer katan sevgili eşim Dt. Berna ULUTEKİN’e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Dt. Turhan Ulutekin, İnley destekli ve geleneksel köprülerin kök ve kron yüzeylerinde oluşturdukları stres: Sonlu eleman analizi, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2023

İnley destekli köprüler, geleneksel köprülere kıyasla minimal invaziv bir tedavi olması nedeniyle iyi bir alternatif olabilmektedir. Ancak inley destekli köprülerin, geleneksel köprülerde olduğu gibi diş çepçevre sarmaması farklı stres dağılımlarına neden olabilmektedir. Oluşabilecek yüksek stresler diş ve çevre dokularda yıkıcı hasarlara neden olabilir. Çalışmamızın amacı inley destekli köprülerin geleneksel köprülere kıyasla oluşturabilecekleri streslerin, konnektör bölgesi, preparasyon yüzeyleri, diş boyun bölgesi ve kortikal kemik yüzeylerinde değerlendirilmesidir. Sol mandibular birinci molar eksikliğinde planlanan çalışmamızda, altın alaşım destekli porselen ve monolitik zirkonya materyalinden tasarlanan inley destekli ve geleneksel köprülerin oluşturduğu dört farklı grup yer almaktadır. Gruplara 600 N oblik ve aksiyel yük uygulanarak oluşan von Misses stres değerleri ve minimum principal stres değerleri ele alınmıştır. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. Uygulanan aksiyel ve oblik kuvvetler altında konnektör bölgesi değerlendirildiğinde, altın alaşım destekli modeller monolitik zirkonyum modellerine göre daha düşük stres birikimi göstermiştir. Aksiyel kuvvet altında inley destekli köprü modelleri, geleneksel köprü modellerine göre daha düşük stres birikimi göstermiştir. Oblik kuvvet altında ise, altın alaşım destekli porselen köprü tasarımları arasında fark gözlenmezken, monolitik zirkonya söz konusu olduğunda, inley köprüler geleneksel köprülere kıyasla daha yüksek stres birikimi göstermiştir. Preparasyon yüzeyleri değerlendirildiğinde monolitik zirkonya grupları, altın alaşım gruplarına göre daha yüksek stres birikimi göstermiştir. Hem geleneksel köprü hem de inley destekli köprü gruplarında, apikalde oluşan streslerde monolitik zirkonya, altın alaşıma göre daha yüksek stres birikimi göstermiştir. Boyun bölgesinde oluşan stresler değerlendirildiğinde ise, monolitik zirkonya, altın alaşım gruplarına kıyasla geleneksel köprüler ise, inley destekli köprülere kıyasla daha düşük stres birikimi göstermiştir. Kortikal kemikte oluşan stresler tüm gruplar için yıkıcı etkinin altında saptanmıştır. Ayrıca bu çalışmanın sınırları dahilinde, oblik kuvvetlerin aksiyel kuvvetlere karşı

daha yıkıcı etkiye sahip olduğu gözlenmektedir. Bununla birlikte, ağız içi ortamın taklit edildiği in vitro çalışmaların yanı sıra, uzun dönemli klinik takip çalışmalarına da ihtiyaç duyulmaktadır.

Anahtar Kelimeler: İnley destekli köprü, Monolitik zirkonya, Sonlu eleman analizi

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA 20/02) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.



ABSTRACT

Dt. Turhan Ulutekin, Stress on root and crown surfaces of inlay-supported and conventional bridges: Finite element analysis, Baskent University Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics, PhD Thesis, 2023

Inlay-supported bridges can be a good alternative to conventional bridges because they are minimally invasive and aesthetically pleasing. However, inlay-supported bridges do not surround the tooth as in conventional bridges, which may cause different stress distributions. The high stresses that may occur can cause devastating damage to the teeth and surrounding tissues. The aim of our study is to evaluate the stresses that inlay supported bridges can create compared to conventional bridges, on the connector region, preparation surfaces, tooth neck region and cortical bone surfaces. In our study, which is planned in the absence of left mandibular first molar, there are four different groups consisting of inlay supported and conventional bridges designed from gold alloy supported porcelain and monolithic zirconia material. Von Misses stress values and minimum principal stress values formed by applying 600 N oblique and vertical loads to the groups were discussed. The research was carried out by performing static linear analysis with three-dimensional finite element stress analysis method. When the connector region was evaluated under the applied axial and oblique forces, gold alloy supported models showed lower stress accumulation than monolithic zirconium models. Under axial force, inlay supported bridge models showed lower stress accumulation than conventional bridge models. When the preparation surfaces were evaluated, monolithic zirconia groups showed higher stress accumulation than gold alloy groups. Monolithic zirconia showed higher stress accumulation than gold alloy at apical stresses in both conventional bridge and inlay supported bridge groups. When the stresses occurring in the neck region are evaluated, compared to monolithic zirconia gold alloy groups, conventional bridges showed lower stress accumulation compared to inlay supported bridges. The stresses occurring in the cortical bone were found to be under the destructive effect for all groups. In addition, within the limits of this study, it is observed that oblique forces have a more destructive effect against vertical forces. However, long-term clinical follow-up studies are needed, as well as in vitro studies in which the oral environment is imitated.

Keywords: Inlay supported bridge, Monolithic zirconia, Finite element analysis

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Project no: D-DA 20/02) and supported by Baskent University Research Fund.



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tek Diş Eksikliklerinin Tedavi Seçenekleri.....	3
2.1.1. Hareketli parsiyel protezler.....	3
2.1.2. İmplant destekli protezler	3
2.1.3. Sabit parsiyel protezler	4
2.1.4. Adeziv köprüler	5
2.1.4.1. Yapım aşamalarına göre adeziv köprülerin sınıflandırılması	6
2.1.4.1.1. Direkt adeziv köprüler	6
2.1.4.1.2. İndirekt adeziv köprüler.....	7
2.1.4.1.2.1. İnley destekli köprüler	8
2.2. İnley Destekli Köprülerde Kullanılan Materyaller.....	9
2.2.1. Metal destekli porselen	9
2.2.2. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler	9
2.2.3. Lityum disilikat cam seramik.....	10
2.2.4. Monolitik zirkonya	10
2.3. Stres Analizi	12

2.3.1. Stres analizinde kullanılan temel mekanik kavramlar	12
2.3.2. Sonlu elemanlar analiz yöntemi	13
2.3.2.1. Hazırlık safhası (Pre-processing)	13
2.3.2.2. Çözüm safhası (Solution)	14
2.3.2.3. Sonuçların değerlendirilmesi safhası (Post processing)	14
3. GEREÇ VE YÖNTEM	16
3.1. Modellerin Oluşturulması	18
3.2. Eleman ve Düğüm Noktalarının Seçimi	19
3.3. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi	21
3.4. Sonuçların Yorumlanması.....	22
4. BULGULAR	24
4.1. Konnektör Bölgesinde Oluşan Stres	24
4.2. Preparasyon Yüzeylerinde Oluşan Stres.....	29
4.2.1. İnley destekli köprü preparasyon yüzeylerinde oluşan stres	29
4.2.2. Geleneksel köprü preparasyon yüzeyinde oluşan stres	31
4.3. Apikalde Oluşan Stres	34
4.4. Boyun Bölgesinde Sementte Oluşan Stres.....	39
4.5. Kortikal Kemikte Oluşan Stres.....	44
5.TARTIŞMA	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	61
KAYNAKLAR.....	62

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Çalışma modellerinin gruplandırılması.....	16
Tablo 3.2. Materyal Özellikleri	18
Tablo 3.3. Eleman ve düğüm sayıları.....	21



ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Alt ikinci molar dişin üzerindeki (MO) inley preparasyonunun ideal formunu göstermektedir (37).	8
Şekil 3.1. Mesh modeller.....	17
Şekil 3.2. Boyutlu tarama cihazı	19
Şekil 3.3. Bricks modelleme sistemi elemanları	20
Şekil 3.4. Sınır koşulları	21
Şekil 3.5. Aksiyel ve oblik yönde kuvvet uygulama noktaları.....	22
Şekil 3.6. Von Mises stres formülü	23
Şekil 4.1. Grup AİK; aksiyel kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres	25
Şekil 4.2. Grup AİK; oblik kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres	25
Şekil 4.3. Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres.....	26
Şekil 4.4. Grup ZİK; oblik kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres	26
Şekil 4.5. Grup AGK; aksiyel kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres.....	27
Şekil 4.6. Grup AGK; oblik kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres	27
Şekil 4.7. Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres	28
Şekil 4.8. Grup ZGK; oblik kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres	28
Şekil 4.9. Aksiyel ve oblik kuvvetler altında konnektör bölgesinde oluşan stresler.....	29
Şekil 4.10. Grup AİK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres.....	29
Şekil 4.11. Grup AİK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres	30
Şekil 4.12. Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres.....	30

Şekil 4.13. Grup ZİK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres.....	30
Şekil 4.14. İnley destekli köprü gruplarında preparasyon yüzeylerinde oluşan stresler	31
Şekil 4.15. Grup AGK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres.....	32
Şekil 4.16. Grup AGK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres.....	32
Şekil 4.17. Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres.....	33
Şekil 4.18. Grup ZGK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres.....	33
Şekil 4.19. Geleneksel köprü gruplarında preparasyon yüzeylerinde oluşan stresler	34
Şekil 4.20. Grup AİK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres	35
Şekil 4.21. Grup AİK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres.....	35
Şekil 4.22. Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres.....	36
Şekil 4.23. Grup ZİK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres.....	36
Şekil 4.24. Grup AGK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres	37
Şekil 4.25. Grup AGK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres.....	37
Şekil 4.26. Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres	38
Şekil 4.27. Grup ZGK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres.....	38

Şekil 4.28. Aksiyel ve oblik kuvvetler altında apikal bölgede oluşan stresler	39
Şekil 4.29. Grup AİK; aksiyel kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres.....	40
Şekil 4.30. Grup AİK; oblik kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres.....	40
Şekil 4.31. Grup ZİK; aksiyel kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres.....	41
Şekil 4.32. Grup ZİK; oblik kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres.....	41
Şekil 4.33. Grup AGK; aksiyel kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres.....	42
Şekil 4.34. Grup AGK; oblik kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres.....	42
Şekil 4.35. Grup ZGK; aksiyel kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres.....	43
Şekil 4.36. Grup ZGK; oblik kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres.....	43
Şekil 4.37. Aksiyel ve oblik kuvvetler altında diş boyun bölgesinde oluşan stresler	44
Şekil 4.38. Grup AİK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler	45
Şekil 4.39. Grup AİK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler	45
Şekil 4.40. Grup AİK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler	46
Şekil 4.41. Grup AİK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler	46
Şekil 4.42. Grup ZİK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler	47

Şekil 4.43. Grup ZİK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler	47
Şekil 4.44. Grup ZİK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler	48
Şekil 4.45. Grup ZİK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler	48
Şekil 4.46. Grup AGK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler	49
Şekil 4.47. Grup AGK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler	49
Şekil 4.48. Grup AGK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler	50
Şekil 4.49. Grup AGK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler	50
Şekil 4.50. Grup ZGK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler	51
Şekil 4.51. Grup ZGK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler	51
Şekil 4.52. Grup ZGK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler	52
Şekil 4.53. Grup ZGK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler	52

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

ABD	Amerika Birleşik Devletleri
ark.	arkadaşları
ε	birim deformasyon
DO	distooklüzal
σ	gerilme/sıkışma stresi
ISO	International Organization for Standardization
τ	makaslama stresi
σ_1	maksimum principal stres
MPa	megapaskal
MO	meziooklüzal
σ_3	minimum principal stres
N	Newton
Pa	paskal
ν	poisson oranı
SEA	sonlu eleman analizi
STL	Standard Triangle Language
%	yüzde
3B	3 boyutlu

1. GİRİŞ

Birinci molarlar, diş çürüğü, diş kırıkları ve periodontal hastalıklar gibi nedenlerle yüksek diş kayıp oranına sahiptir (1). Molar diş rehabilitasyonunda; konvansiyonel sabit protezler implant üstü protezler ve hareketli bölümlü protezler tedavi seçenekleri arasındadır (2). Buna ilave olarak adeziv köprüler günümüzde kabul edilen minimal-invaziv tedavi yaklaşımı sonucu molar diş eksikliğinde iyi bir alternatif olarak görülmektedir (3).

Inley destekli köprüler adeziv sistemlerin gelişiminden önce geleneksel simanlarla simante edilmekteydi. Sekonder çürük ve retansiyon problemleri inley köprülerin tercih edilmesini sınırlandırdığı gibi, retansiyon sorununu önleyebilmek amacıyla yardımcı kutu kaviteler, yiv ve oluklar ya da pinli restorasyonlara ihtiyaç duyulmaktaydı (4).Tüm bu önlemlere rağmen desimantasyon sorunu oldukça fazla görülmekteydi (5). Günümüzde adeziv sistemlerin gelişimiyle beraber retansiyon eksikliklerinin giderilmesi ile inley köprülerin kullanımı artmaktadır (6).

Posterior bölgede tek diş eksikliği ile komşu dişlerde küçük oklüzal, proksimal restorasyonlara ya da çürük lezyonlara sıklıkla rastlanabilmektedir. Kalan diş dokusunu mümkün olduğunca koruyacak şekilde yapılan minimum preparasyon, inley köprüler için yeterli destek sağlamaktadır (7). Yapılan çalışmalarda meziooklüzal (MO) ya da distooklüzal (DO) inley kaviteler hazırlanırken, metal destekli seramik krona kıyasla daha az madde kaybına neden olduğu gösterilmiştir (6). Bunun yanında inley destekli köprüler fazla miktardaki diş preperasyonunun pulpal problemlere neden olabileceği geniş pulpalı genç hastalarda da tercih edilmektedir. Bu tip restorasyonlarda görülen pulpa problemleri, tam kron restorasyonlarda görülenlerden çok daha azdır (8). Pulpa dokularının korunmasına ek olarak marjinal uyumun kolaylıkla kontrol edilebilmesi inley destekli köprülerde periodontal sağlığın korunmasına yardımcı olur (9). Tüm bunların yanısıra inley destekli köprüler geleneksel köprülerde göre daha iyi estetik sonuçlar sunabilmektedir (10). Adeziv sistem ve materyallerdeki gelişmelerle birlikte inley destekli köprülerin kullanımı yaygınlaşmaktadır (11). Ancak inley destekli köprüler kullanıldığında kök ve kron etrafında oluşabilecek stresin göz önünde bulundurulması

gerekmektedir. Bu konuda kron iç yüzünde oluşan stres değerlendirilse de kök etrafında oluşan stresin değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır (12).

İnley destekli köprü yapımında metal destekli porselen, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, lityum disilikat cam seramikler ve monolitik zirkonya materyalleri kullanılmaktadır (13). Bu materyaller arasında monolitik zirkonya materyalinden üretilen restorasyonların yüksek gerilme direnci, biyolojik uyumluluk ve translüsent olma gibi avantajları vardır. Ayrıca materyalin yüksek dayanıklılığı ve işlenebilirliği inley ve onley restorasyon imalatında kullanımını yaygınlaştırmıştır (14).

Sonlu Eleman Analizi (SEA), stres-gerinim dağılımını değerlendirmek için etkili bir araç olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. SEA restore edilen dişlerin, kök yüzeylerinin, komşu dokuların ve restorasyon materyallerinin biyomekanik özelliklerini değerlendirebilmektedir (15). Çalışmamızda kök yüzeyinde oluşacak stresin SEA ile ölçülmesi inley destekli köprülerin klinik başarıları için yol gösterici olacaktır.

SEA kullanılması planlanan çalışmamızda ‘diş mobilitesi’ olarak adlandırılan dişlerin vertikal ve horizontal hareketleri simule edilecektir. Dişlere uygulanan hafif kuvvetlerle oluşan diş hareketleri sağlıklı periodonsiyum tarafından karşılanma ve fizyolojik mobilitayı oluşturmaktadır (16,17). Literatüre bakıldığında SEA ile yapılan çalışmalarda fizyolojik mobilitenin simule edilmesinin stres dağılımında farklılık yarattığı gözlenmiştir (18). Bu nedenle çalışmamızda fizyolojik diş mobilitesinin taklit edilmesi planlanmaktadır.

Çalışmanın amacı, mandibuler 1. molar diş eksikliğinde, altın alaşım destekli porselen ve monolitik zirkonya malzemeleri kullanılarak üretilen, geleneksel köprü ve inley destekli köprüde, oblik ve aksiyel yükler altında, konnektör bölgesinde, preparasyon yüzeylerinde, diş boyun bölgesinde, kök apikallerinde ve kortikal kemiğin en üst seviyesinde oluşan stres değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tek Diş Eksikliklerinin Tedavi Seçenekleri

Diş hekimlerinin karşılaştığı problemler arasında tek diş eksiklikleri önemli bir yere sahiptir. Birinci molar dişlerde diş çürüğü, diş kırıkları ve periodontal hastalıklar gibi nedenlerle yüksek diş kayıp oranı görülmektedir (1). Molar diş rehabilitasyonunda hareketli parsiyel protezler, implant destekli protezler ve sabit parsiyel protezler tedavi seçenekleri arasındadır (2). Adeziv köprüler ise adeziv sistemlerin gelişmesi ve geçmişte gözlenen retansiyon problemlerinin çözülmesiyle birlikte molar diş rehabilitasyonunda iyi bir alternatif olmuştur (3).

2.1.1. Hareketli parsiyel protezler

Hareketli parsiyel protezler diş kayıplarının rehabilitasyonunda kullanılan, preparasyon gerektirmeyen tedavilerdir. Genellikle 3 veya daha fazla diş eksikliğinin tedavisinde tercih edilirken nadir olarak da tek diş eksikliklerinin giderilmesinde kullanılırlar. Çoklu diş kaybı yaşayan hastalarda bu tip protezlerin tercih edilme nedenleri preparasyon gerektirmemesi, komşu yüzeylerin rahat temizlenebilirliği, dudak desteği ve düşük maliyet olarak bildirilmiştir (19).

2.1.2. İmplant destekli protezler

Branemark'ın 1985 yılında osseointegrasyon tanımının ardından ve teknolojinin ilerlemesiyle dental implant sistemlerinde gelişmeler yaşanmıştır. Bu gelişmelerle birlikte implantlar yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (20). Komşu dişlerin sağlıklı olduğu ve hastanın komşu dişlerin preparasyonunu istemediği durumlarda implant uygulamaları en ideal tedaviyi sağlamaktadır (21). İmplant uygulamasının avantajları dişsiz bölgede atrofi kaynaklı oluşacak kemik kaybının önlenmesi, komşu dişlerle oluşan kontak yüzeylerinin daha iyi temizlenebilmesiyle birlikte ağız hijyeninin iyileştirilmesi ve komşu dişlerin çekilme riskinin daha düşük olması şeklinde sıralanabilir (22). Bu avantajlarının yanı sıra implant tedavisinin uygulanamayacağı sistemik hastalıklar ve lokal faktörler de bulunmaktadır. Bunlardan bazıları kontrol altına alınamamış diyabet hastaları, neoplazik oluşum varlığı, yüksek doz radyasyon alan hastalar, hematolojik rahatsızlıklar, implant için yeterli boşluk bulunmadığı durumlar, dikey boyutun yetersiz olduğu durumlar, alveolar kemik yetersizliği ve alveolar kemik hastalıklarıdır

(23). Bununla birlikte implant tedavisi uzun süren ve tekrarlayan seanslar nedeniyle zaman alıcı olması, pahalı bir tedavi olması, kemik ve yumuşak doku operasyonları gerektirebilmesi gibi nedenlerle hastalar tarafından reddedilebilmektedir (24).

2.1.3. Sabit parsiyel protezler

Sabit parsiyel protezler tek diş eksikliklerinde geleneksel bir tedavi seçeneğidir. Ancak bu tedavinin, destek dişlerde fazla madde kaybına yol açması önemli bir dezavantajdır (25). Ayrıca diş etiyle uyumu ve estetiği sağlamak için restorasyonun subgingival sınırdan bitirilmesi, diş etinde inflamasyonlara yol açabilmektedir (26). Bu dezavantajlara rağmen dişlerdeki demineralizasyon sonucu adeziv köprülerin uygulanamadığı veya kemik yetersizliği nedeniyle implant tedavisinin uygulanamadığı durumlarda en ideal tedavi seçeneğidir (27).

Sabit parsiyel protez tedavileri tek bir dişte yapılan basit restorasyonundan, bütün dişleri içeren karmaşık restorasyonlara kadar uzanan farklı tasarımlarla gerçekleştirilmektedir (9). Bu protezler birkaç hafta içerisinde tamamlanmakta, konfor, estetik ve fonksiyon açısından tatmin edici sonuçlar vermektedir ve 60 yılı aşkın süredir en çok tercih edilen tedavi şekli olarak uygulanmaktadır (9).

Sabit parsiyel protezlerde restorasyon ve dayanak dişlerin kullanıldığı süre protezin sağkalım oranını belirtir. Creguer ve ark.'nın (28) 1994 yılında yaptıkları çalışmada 42 rapor değerlendirilmiş ve 15 yıl içinde %74'lük sağkalım olarak bildirilmiştir. Walton ve ark. (29) sağkalım süresini 9.6 yıl, Scwhartz ve ark. (30) ise bu süreyi 10.3 yıl olarak bildirmişlerdir. Tek diş eksikliklerinde sabit parsiyel protezlerin ortalama ömrünü ise tahmini 10 yıl olacağı bildirilmiştir (31). Protez kayıplarının en yaygın nedenleri arasında destek dişlerde oluşan çürükler ve başarısız endodontik tedaviler bulunmaktadır. Sabit parsiyel protezlerde destek dişler için %15 oranında endodontik tedaviye gereksinim duyulurken, destek olmayan dişlerde bu oran %3 olmaktadır. Bununla birlikte, destek dişlerin periodontal sağlığı da uzun dönemde etkilendiği için diş kaybı riski artmaktadır (32).

Sabit parsiyel protezlerin bir diğer dezavantajı ise destek dişlerin pontik ile bağlı olması nedeniyle çürüklere daha yatkın olmasıdır. Tek kronlarda çürük oluşma oranı %2'den düşükken, köprü restorasyonlarında destek dişlerde oluşan çürük oranı %20 olarak belirtilmektedir. Çürük

oranlarının fazla olmasında etkili olan faktörün pontik bölgesinde, plak tutulumu için uygun alan oluştuğunun düşünülmesidir (9).

2.1.4. Adeziv köprüler

Rezin sistemlerin, asit uygulama işlemleriyle diş hekimliğine girişi, protetik restorasyonlarda yeni tedavi alternatifleri oluşturmuştur. Adeziv köprüler minimal invaziv bir yaklaşım olarak tek diş eksikliği tedavilerinde kullanılmaktadır. 1973 yılında ilk olarak Rochette (33) metal destekli rezin bağlı köprüleri diş hekimlerinin kullanımına kazandırmıştır. Rochette' in tanımladığı bu köprülerde, pontik ile destek dişler lingualinden proksimaline uzanan ince metal bir alt yapıyla bağlanmıştır. Bu köprüler destek dişler üzerine simante edilmiş ve simantasyon işlemi için kompozit rezin kullanılmıştır. Kimyasal işlemlerle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine, kompozit rezin yardımıyla metal yüzeyin mekanik olarak tutunması sağlanmıştır.

Avantajları:

1. Minimal invaziv diş preparasyonu gerektirmektedir.
2. Preparasyon gingival sınıra ulaşmadığından yumuşak dokuyla uyumu iyidir.
3. Dişlerde yapılacak preparasyonları kabul etmeyecek bireylerde kullanılabilir.
4. Mine yüzeyinde preparasyon yapıldığı için anestezi uygulamaya gerek duyulmamaktadır.
5. Doğru endikasyon ile diğer protetik tedavilere göre daha estetik sonuçlar vermektedir.
6. Ölçü aşamasında retraksiyona ihtiyaç yoktur.
7. Geçici restorasyon gerektirmemektedir.
8. Klinikte uygulanan işlemler kısa, laboratuvar işlemleri kolaydır.
9. Destek dişlere gerektiğinde canlılık (vitalite) testi uygulanabilmektedir (33–35).

Dezavantajları:

1. Klinik sağkalımı tahmin edilemez.
2. Desimantasyon olasılığı yüksektir.
3. Kırık dişler için kullanımı önerilmez.
4. Üç üyeden uzun köprülerde uygulanması uygun değildir.
5. Endikasyonları nedeniyle uygulanabileceği hasta sayısı sınırlıdır.
6. Metal altyapılı köprülerde metal yansıyabilir (33–35).

Endikasyonları:

1. Ağız hijyeni yeterli bulunan hastalar,
2. Düşük çürük insidansı bulunan vakalar,
3. Destek dişlerin birbirlerine paralel olduğu ve periodontal sağlıklarının yeterli olduğu durumlar,
4. Destek dişlerde kron boyunun yeterli olduğu durumlar,
5. Destek dişlerin vital ve tüm kavite duvarlarının dentin ile desteklenmiş olduğu durumlar (33,34,36).

Kontrendikasyonları:

1. Parafonksiyonel alışkanlıklar,
2. Büyük çürük lezyonları,
3. Kron boyunun yetersiz olması,
4. Dişsiz boşluğun boyutunun, molar diş boyutunu geçtiği durumlarda,
5. Periodontal problemler,
6. Destek dişlerde patolojik mobilite,
7. Canlı olmayan (devital) dişler,
8. Rotasyona uğramış dişler,
9. Aşınmış dişler ve yaşlı hastalar,
10. Ekstrüze dişler,
11. İleri diastema ve overbite vakaları (33,34).

2.1.4.1. Yapım aşamalarına göre adeziv köprülerin sınıflandırılması (34)

Adeziv köprüler uygulandıkları yöntemlere göre direkt adeziv köprüler ve indirekt adeziv köprüler olarak iki gruba ayrılmaktadır.

2.1.4.1.1. Direkt adeziv köprüler

Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprülerdir. Dişlerde minimal preparasyon tamamlandıktan sonra aynı seansta eksik dişin geri kazanımı mümkün olmaktadır.

Direkt adeziv köprülerin avantajları:

1. Az zaman alır.
2. Tek seansta uygulanabilir.
3. Tamiri kolaydır.
4. Estetik düzenlemeler klinikte uygulanabilir.
5. Çekim yapılmış hastalarda geçici protez olarak kullanılabilir.
6. Uygulama ve tedavi planlaması doğru yapıldığı takdirde ortalama 5 yıllık sağkalım sunabilmektedir.
7. Ekonomiktir.
8. Anestezi ihtiyacı duyulmadığı için ağzın birden çok bölgesine aynı seans içinde uygulanabilir (33,34).

Direkt adeziv köprülerin dezavantajları:

1. Isırma kuvvetlerine karşı gövde dirençleri zayıftır.
2. Renklenme gösterebilmektedir.
3. Ağız içerisindeki işlem süresi uzundur (33,34).

2.1.4.1.2. İndirekt adeziv köprüler

İndirekt adeziv köprülerde, dişlerde preparasyonun tamalanmasının ardından ölçü alınmaktadır. Alınan ölçülerle, laboratuvarında bir model elde edilmekte ve model üzerinde protez tamamlanmaktadır. Protez hasta ağzına adeziv simanlar ile simante edilmektedir.

İndirekt adeziv köprülerin avantajları:

1. Minimal invaziv bir tedavidir
2. Pulpa dokusunu korumaktadır.
3. Periodontal sağlığı korumaktadır.
4. Estetik sonuçlar vermektedir.

İndirekt adeziv köprülerin dezavantajları:

1. Kavite preparasyonları daha fazla klinik hassasiyet ve tecrübe gerektirmektedir.
2. Köprülerin yapımı hassas laboratuvar uygulaması gerektirmektedir (13).

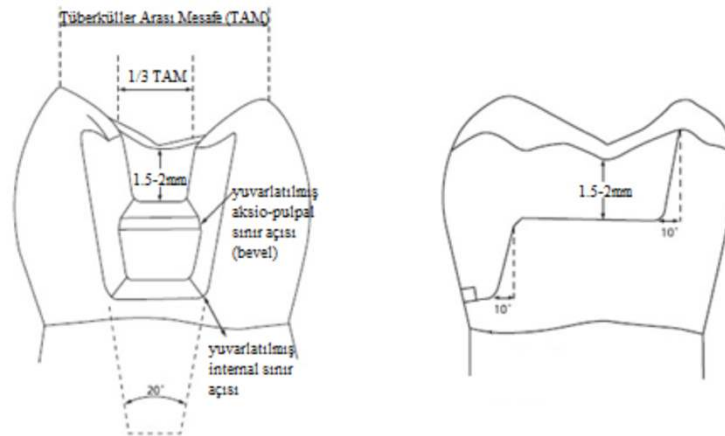
İndirekt adeziv köprülerin bir tasarımı da inley destekli köprülerdir ve posterior bölgelerde diğer adeziv köprülere göre daha sık tercih edilmektedir (37).

2.1.4.1.2.1. İnley destekli köprüler

Hareketli protez veya implant tedavileri kullanılmadan eksik dişin rehabilitasyonu için, komşu dişlerle gövdenin bağlanması gerekmektedir. Restorasyonun tutuculuğunu artırmak için komşu dişlerin prepare edilmesi diş dokusunda madde kaybına neden olmakta ve bu komşu dişlerin zayıflamasıyla sonuçlanmaktadır. Komşu dişlere minimal preparasyon yapılması ise minimum mekanik destek ve simantasyon teknolojisine güvenmek anlamına gelmektedir. Bu durumda desimantasyon riski de göz önünde bulundurulmalıdır. İnley destekli köprülerin avantajları, diş yapısının korunması, pulpa ve periodontal problem riskinin azalmasıdır (37).

İnley destekli köprülerin sağkalımlarını etkileyen ana faktörler şunlardır;

- Kavite derinliği
- Isthmus genişliği
- Taper açısı
- İnternal kavite açılarının morfolojisi (37). (Şekil 2.1.)



Şekil 2.1. Alt ikinci molar dişin üzerindeki (MO) inley preparasyonunun ideal formunu göstermektedir (37).

2.2. İnley Destekli Köprülerde Kullanılan Materyaller

İnley destekli köprü yapımında metal destekli porselen, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, lityum disilikat cam seramikler ve monolitik zirkonya materyalleri kullanılmaktadır (13).

2.2.1. Metal destekli porselen

Metal destekli seramik restorasyonlar mükemmel mekanik özellikleri sayesinde hem posterior hem de anterior restorasyonlarda uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır. Ancak metal alt yapının ışık geçirgenliğine izin vermemesi ve yansımalarının diş etinden görünmesi gibi estetik problemleri bulunmaktadır (38).

Metal alaşımları diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Altın ve platin gibi değerli metallerin diş hekimliğinde saf kullanımı halen kısmen devam etse de alaşımlı formda kullanımları çok daha yaygındır (39). Altın, platin, palladyum, gümüş, bakır, indiyum, nikel, krom ve kobalt alaşımları kron, inley, geleneksel köprü ve inley destekli köprü yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır (40,41). Yüksek altın içeriğine sahip soy metal alaşımlarının yüksek oranda biyouyumlu olduğu bilinmektedir. Bununla birlikte, temel metal alaşımlarının bileşimindeki nikel, krom, kobalt, bakır ve berilyum biyolojik olarak olumsuz özelliklere sahip elementler olarak kabul edilmektedir (42). Altın alaşımları, porselen veneerlerle bağlanabilen mükemmel marjinal uyumluluğa sahip biyouyumlu bir malzemedir. Diş hekimliğinde genel olarak ISO standartlarına göre sınıflandırılan Tip 3 ve Tip 4 altın alaşımları kullanılmaktadır. Yüksek dirençli Tip 3 alaşımlar; inley, onley, gövde ve kronlarda tercih edilmektedir. Daha sert olan Tip 4 alaşımlar ise bar kroşe ve iskeletlerde tercih edilmektedir (43).

Altın alaşımlar kolay işlenebilirlikleri, uzun klinik ömürleri, marjinal adaptasyondaki başarıları, biyouyumlulukları ve geniş endikasyon yelpazesi ile klinik kullanım için tercih edilmektedir. Dezavantajları ise maliyetlerinin yüksek olması ve elastisite modüllerinin düşük olmasıdır(40).

2.2.2. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler

Kompozit ve fiber kombinasyonlarının adeziv teknolojilerinde kullanılması minimal invaziv ve estetik uygulamaları kolaylaştırmıştır. Dental kompozitlerin güçlendirilmesi için

kullanılan fiber sistemler, ‘önceden doyurulmamış fiberler’ ve ‘önceden doyurulmuş fiberler’ olarak sınıflandırılmışlardır (3). Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) materyalleri metallere göre daha iyi estetik ve işlenme özelliklerine sahiptir. FGK, polimer bir yapı olduğu için adeziv teknolojisi kullanılarak diş yapısına bağlanabilmektedir. Ek olarak, bu malzemeler korozyona uğramamakta ve bu da alerjik reaksiyon riskini azaltmaktadır (44).

Hem anterior hem de posterior dişler için FGK köprüler hasta başında hazırlanıp kullanılabilir. FGK köprüler konservatif bir diş preparasyonu ya da preparasyonsuz şekilde uygulanabilir. Tek seansta tamamlanması ve laboratuvar aşamasının olmaması sistemin avantajlarından (44).

2.2.3. Lityum disilikat cam seramik

Lityum disilikat cam seramikler, estetik özellikleri nedeniyle klinikte oldukça fazla kullanılmaktadır. %57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 oranında alüminyum oksitten oluşmuş seramiklerdir. Lityum disilikat cam seramiklerin %60’ını kristal partikülleri oluşturmaktadır. Bu partiküllerin yoğun ve homojen bir şekilde birbirlerine bağlanması, bükülme direncini 320-450 MPa’ya kadar artırmaktadır (45).

Lityum disilikat cam seramiklerde ısı ve basınç tekniği kullanılarak lityum disilikat fazda homojen bir yapı oluşumu sağlanmaktadır. Lityum disilikat cam seramikler kullanılarak kısa sürede ve kolay protetik tedaviler uygulanabilmektedir (40). Endikasyonları arasında tek diş kronlar, inley, onley ve inley destekli köprüler bulunmaktadır (46). Posterior bölgede geleneksel köprülerde kullanımı kırılma direncinin düşük olmasından dolayı kontraendikedir (46). Lityum disilikat cam seramiklerin avantajlarına baktığımızda; mineye yakın ısıl genleşme katsayısı, karşıt dişlere aşındırma etkisinin minimum düzeyde olması, biyouyumluluğunun yüksek olması ve doğal şeffaflığı nedeniyle estetik olmasıdır. Dezavantajları ise; düşük kimyasal direnci, düşük kırılma direnci ve kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumudur (47).

2.2.4. Monolitik zirkonya

Zirkonyum, tek diş restorasyonlarından çok üyeli restorasyonlara kadar klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Zirkonyum, yüksek mekanik dayanıma, kabul edilebilir estetiğe ve biyouyumluluğa sahip bir materyaldir (48). Zirkonyum saf haliyle doğal

olarak oluşmaz ve birçok farklı bileşikte bulunabilir. Bilinen zirkonyum mineralleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Zirkonyum silikatın diğer adı "zirkon" dur. Zirkonyum oksitin diğer isimleri ise "zirkonya ve baddeleyit"tir (49).

Zirkonya protez yapımında iki farklı şekilde kullanılabilir. Bunlardan ilki porselenin zirkonya üstüne tabakalar halinde yığılmasıyla uygulanan tabakalama tekniği diğer ise tek parça (monolitik) blok halinde kazıma tekniğidir. "Mono" kelimesi Yunanca "tek" anlamına, "litik" kelimesi ise "taş" anlamına gelmektedir. Günümüzde "tek bir malzemeden bir bütün oluşturan" restorasyonları anlatmak için kullanılan "monolitik" kelimesinin doğrudan karşılığı "tek taş" olabilir. Bu tür restorasyonların tanımlanmasında "monoblok" terimi de sıklıkla tercih edilmektedir (50).

Tabakalama yöntemi ile kullanılan seramikler diş yapısını taklit eden bir görünüm elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Ancak tabakalama yöntemi ile üretilen protezlerde birtakım sorunlar görülmektedir. Bu yöntem ile üretilen restorasyonlarda, üst yapı porseleninin kor yüzünden ufalanma şeklinde gözlenen kırıkları önemli bir problem olarak çeşitli araştırmalar tarafından bildirilmiştir (51). Bu nedenle tabakalama gerektirmeyen monolitik restorasyonlara ağırlık verilmektedir. Sabit protezlerde kullanılan diğer malzemelere göre üstün fiziksel özellikleri nedeniyle monolitik zirkonya protezlerin kullanımına yönelik araştırmalar son yıllarda artmıştır. (52). Monolitik zirkonya inley destekli köprülerde de üstün özellikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilmekte ve güncel olarak kullanılmaktadır (53).

Monolitik zirkonyanın avantajlarına baktığımızda; yüksek biyouyumluluğu ve yüksek ışık geçirgenliği özelliklerinden dolayı estetik oluşu, yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısı dayanımı göstermesi, aşınma dirençleri doğal diş ile benzerlik göstermesidir. Bir diğer avantajı ise interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda tercih edilebilmesi ve restorasyonun uygulanacağı dişlerde diğer restorasyon çeşitlerine göre daha az preparasyon gerektirmesidir (54,55). Monolitik zirkonyanın dezavantajları ise; kullanılan ekipman nedeniyle geleneksel materyallere göre maliyetinin yüksek olması ve ağızda uyumlama gerektiren durumlarda, aşınma direncinin geleneksel porselenlere oranla yüksek olması nedeniyle uyumlamanın zor olması ve boyanabilme özelliği bulunsada dahi tabakalama ile üretilmiş porselene

göre diş benzeri bir estetik sağlamanın daha zor olmasıdır. Ayrıca kırıldığı zaman materyalin tamir edilmesinin mümkün olmaması dezavantajları arasında bulunmaktadır (54,55).

2.3. Stres Analizi

2.3.1. Stres analizinde kullanılan temel mekanik kavramlar

Von Mises Stres (Eşdeğer Gerilim, Equivalent Stress): Çekilebilir (ductile) malzemeler için, gerinimin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises gerilimi, malzemelerdeki gerilim dağılımları ve konsantrasyonları hakkında bilgi elde etmek için kullanılır. İki veya üç boyuttaki gerilmelerin bir kombinasyonu, bir yönde yüklenen bir malzemenin çekme mukavemetini verir. Von Mises gerilimi, nihai gücü ölçmek için analizde de kullanılır (56,57).

Asal Gerilim (Principal Stress): Malzemeye etkiyen kuvvetlerin bir sonucu olarak ‘ σ ’ normal gerilme/sıkışma stresi) stresler ve ‘ τ ’ makaslama stresleri oluşmaktadır. Üç boyutlu elemanların asal gerilim değerleri makaslama stresinin “0” olduğu durumda elde edilir. Maksimum asal gerilim en büyük pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini, minimum asal gerilim ise negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini ifade eder. Hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanında büyük olan stresin etkisi belirgindir (58).

Lineer Elastik Cisim: Uygulanan kuvvetle doğru orantılı olarak uzaması gereken nesnelerdir (58).

Homojen Cisim: Bir materyalin farklı noktalarından alınan örneklerin elastik özelliğinin aynı olacağının kabul edilmesidir. Homojen cisimler, mekanik özelliklerin yapısal tüm elemanlarda benzer olduğu cisimlerdir (58).

Hooke Kanunu: Stres ve birim şekil değiştirme arasında doğrusal ilişkiyi kabul eden bir kanundur. Belirli gerilme limitleri aşılmadığı sürece küçük yer değiştirmeler için yaklaşık gövde davranışını ifade eder. Bir kuvvet uygulandığında gövdede meydana gelen deformasyon miktarını tahmin etmek için bir stres-gerilme eğrisi kullanılır. Bu eğrinin düz eğimi, kuvvet faktörünü (k) ve nesnenin sertliğini gösterir. Yüksek modül sert bir malzemeyi, düşük modül ise esnek bir malzemeyi tanımlar (59).

2.3.2. Sonlu elemanlar analiz yöntemi

Sonlu eleman analizi (SEA), karmaşık mekanik problemleri analiz etmek için kullanılan bir analiz yöntemidir. Mühendislik ve biyomedikal gibi alanlarda kullanılmaktadır. Karmaşık mekanik problemlerin daha küçük, daha basit elemanlara (sonlu elemanlar) bölünerek analitik olarak çözülmesine izin veren sayısal bir tekniktir. Bu yöntem, karmaşık geometrilere sahip yapıların gerilme, sıkışma stresleriyle birlikte yer değiştirme durumlarının doğru bir şekilde analiz edilmesine yardımcı olur (60).

SEA yöntemi uzun yıllardır kullanılan bir analiz yöntemidir (61). 1956'da uçak mühendisliğindeki ilk uygulamasından bu yana, mevcut FEA yöntemleri birçok araştırma alanında etkinliğini kanıtlamıştır. Diş hekimliğinde ilk kez 1973 yılında Farah ve ark. (62) tarafından yapılan çalışmada kullanılmıştır. Ağız ortamındaki mekanik davranışların taklit edilmesindeki temel zorluk; insan kemiğinin, diş yapısının ve bu yapıların uygulanan kuvvetler karşısındaki yanıtlarının modellenmesidir (63).

SEA için birçok yazılım vardır, ancak temel uygulama genellikle pre-processing (ön işleme), solution (çözümleme) ve post-processing (son işleme) olmak üzere üç aşamada gerçekleşir.

2.3.2.1. Hazırlık safhası (Pre-processing)

Problem analizinde ilk adım, çizgiler, yüzeyler ve hacimlerden oluşan bir geometrik model oluşturmaktır. Ortaya çıkan model boyut ve şekle göre elemanlara bölünerek bir ağ modeli (mesh) oluşturulur. Ağ modeli oluşturma işlemi, elemanların koordinatlarını ve onları birbirine bağlayan düğümleri (nod) oluşturur. Sonlu elemanlar, doğru hesaplamalara izin verecek kadar küçük ve basit olmalıdır. Öge sayısının artması, sonuçları gerçeğe yaklaştırır ancak hata olasılığını artırır (63). Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralel kenarlar, üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Tek boyutta nesneler düğümlerle, iki boyutta nesneler çizgilerle ve üç boyutta nesneler düzlemlerle sonlu elemanlara bölünür. Gövdeyi oluşturan elemanlar düğüm noktalarında bağlıdır ve düğümler kaldırılırsa bitişik sonlu elemanlar arasındaki fiziksel süreklilik kaybolur (58).

Bir nesneyi temsil eden her sonlu eleman için bir eleman matrisi tanımlanır ve nesnenin tamamı için genel bir matris oluşturmak üzere eklenir. Bu toplam, cismin sonlu eleman modelindeki tüm düğüm noktalarında kuvvet dengesini ve yer değiştirme sürekliliğini sağlar. Ardından, sınır koşulları (boundary conditions) oluşturulur. Sınır koşulları, gerilim ve yer değiştirme sınır koşullarını içerir (64). Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetlerin nereden uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağına göre sınır şartları belirlenir (65).

2.3.2.2. Çözüm safhası (Solution)

Oluşturulan modelde sonlu elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmıştır. Elastisite modülü ve Poisson oranı ile mekanik özellikler ve modele uygulanması düşünülen kuvvetin yönü, şiddeti, açısı, sınır koşulları ve istenen analiz tipi gibi verileri belirlemek için kullanılır. Modeldeki her öge, ana modelin tüm özelliklerine sahiptir, bu nedenle uygulanan bir kuvvete karşı ortaya çıkan tepki, bir bütün olarak yapıyla tutarlıdır (58).

2.3.2.3. Sonuçların değerlendirilmesi safhası (Post processing)

SEA, tüm yapıyı analiz ederek sonuçlar sağlar. Farklı koşullar altında yapılan analizler sonucunda, asal gerilimler (principal stress), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) gibi farklı veriler elde edilebilmektedir (58). Bu noktada düğümleri veya elemanları kullanarak sonuçları tablo halinde listeleyebilir, renkli grafiklerle görselleştirebilir.

Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Avantajları:

- Karmaşık geometriye sahip şekillerin incelenmesine olanak sağlar.
- Çözüm alanı alt alanlara bölünerek farklı sonlu elemanlar kullanılabilir ve daha doğru çözümler yapılabilir.
- Sürekli, aralıklı ve değişken yükler kolaylıkla uygulanabilir.
- Farklı ve karmaşık malzeme özelliklerine sahip sistemlere kolaylıkla uygulanabilir.

- Temel denklemler oluşturulduktan sonra basit satır ve sütun işlemleri ile sisteme sınır koşulları eklenebilir.
- Matematiksel olarak genelleştirilebilir ve birçok problemin çözümü için aynı model kullanılabilir.
- Kuvvetin yönü, büyüklüğü ve uygulama noktası istenildiği gibi değiştirilebilir ve çalışma defalarca tekrarlanabilir.
- Non-invaziv bir yöntemdir (66).

Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Dezavantajları:

- Malzeme parametreleri tam olarak tanımlanmamışsa; Çatlama, kırılma, temas problemleri ve malzemenin doğrusal olmayan davranışı gibi problemlerin çözülmesi zordur.
- Problemin türüne göre çok fazla belleğe ve zamana sahip bilgisayarlara ihtiyaç duyulur.
- Doğru sonuçların alınabilmesi için kalıcı medyanın doğru dağıtılması ve oturum açma bilgilerinin hatasız olması gerekir (67).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

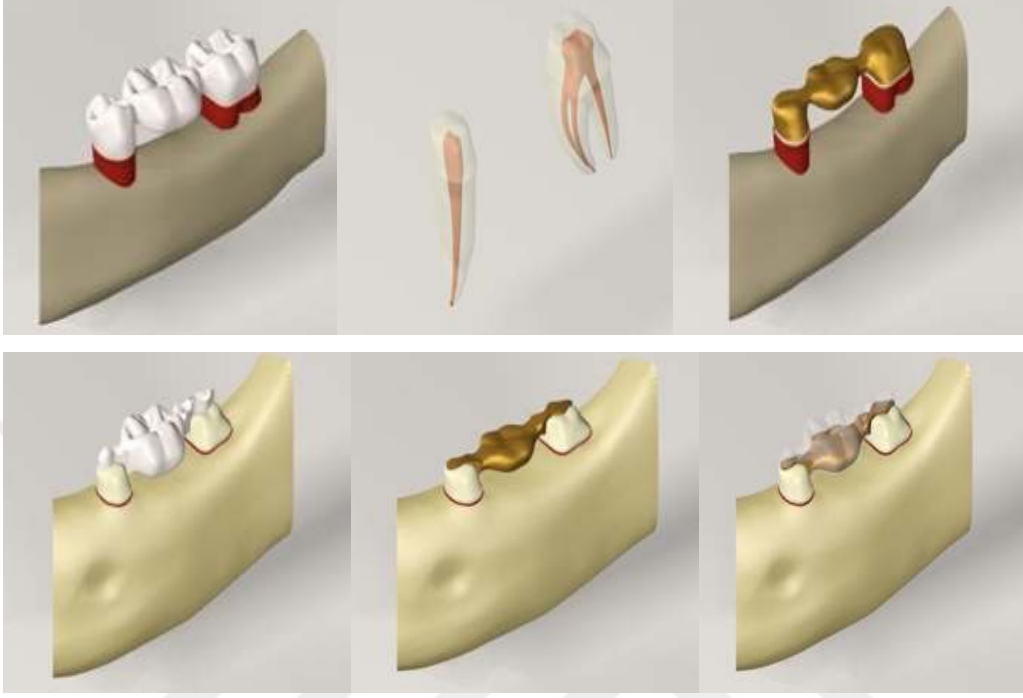
Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA20\02) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu'na desteklenmiştir. Bu araştırma, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD. ve Ay Tasarım Ltd. Şti. tarafından gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada; mandibular sol 1. molar diş eksikliği olan kısmi dişsiz bir alt çene modeli tasarlanmıştır. Altın alaşım destekli porselen ve monolitik zirkonya materyalleri kullanılarak inley destekli ve geleneksel olmak üzere iki farklı köprü tasarımı planlanmıştır. (Tablo 3.1.). Aksiyel ve oblik kuvvetler altında; konnektör bölgesinde, preparasyon yüzeylerinde, diş boyun bölgesinde ve kortikal kemiğin en üst seviyesinde oluşan stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelenmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda siman aralığı ihmal edilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışma modellerinin gruplandırılması

Kısaltma	Kullanılan materyal	Köprü türü
Model AİK	Altın alaşım destekli porselen	İnley destekli köprü
Model ZİK	Monolitik zirkonya	İnley destekli köprü
Model AGK	Altın alaşım destekli porselen	Geleneksel köprü
Model ZGK	Monolitik zirkonya	Geleneksel köprü

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



Şekil 3.1. Mesh modeller

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulmuş, ardından analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3B modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin korunabilmesiyle programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybının önüne geçilebilmektedir. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri (Elastiklik modülü ve Poisson oranı) verilmiştir. (Tablo 3.2.) Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

Üç boyutlu sonlu eleman analizinin bilgisayarda çözümünde aşağıdaki basamaklar izlenmektedir;

- Hazırlık Safhası
- Modellerin oluşturulması

- Ağ örgüsünün oluşturulması
- Eleman ve düğüm noktalarının seçimi
- Materyal özelliklerinin belirlenmesi
- Yüklerin ve sınır koşullarının belirlenmesi
- Analizin çözümlenmesi
- Sonuçların değerlendirilmesi safhası

Tablo 3.2. Materyal Özellikleri

	Elastisite Modülü (Mpa)	Poisson Oranı
Altın Alaşım	103000	0,33
Porselen	69000	0,3
Zirkonya	205000	0,22
Mine	80000	0,3
Dentin	18600	0,3
Sement	4160	0,3
Pulpa	0,98	0,45
Kortikal Kemik	13700	0,3
Spongiyoz Kemik	1370	0,3
Pdl	68,9	0,45

3.1. Modellerin Oluşturulması

Çalışmada fantom modeller SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı (Şekil 3.2.) ile 3 boyutlu olarak taranmıştır. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) yazılımına gönderilmiştir. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır.



Şekil 3.2. Boyutlu tarama cihazı

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3B Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model oluşturulmuş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir. Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmiştir ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır. Bu şekilde mandibulada kortikal kemik, spongioz kemik, diş morfolojisi ve protez parçalarını yansıtacak biçimde modele taşınmıştır. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır. Rhino’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır.

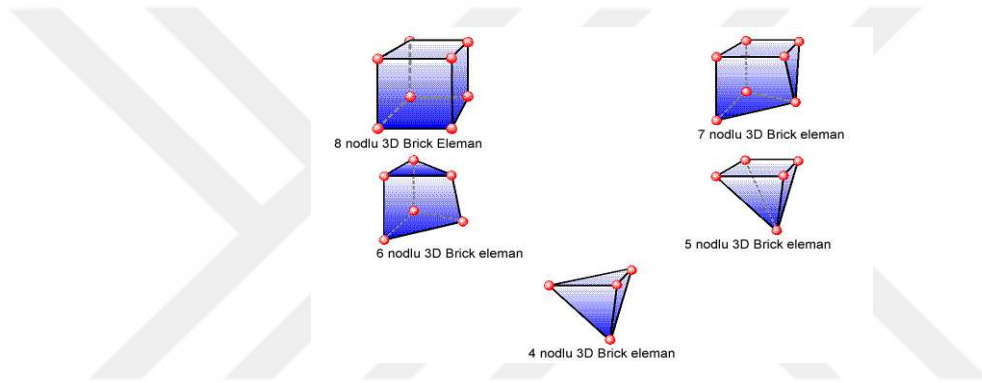
3.2. Eleman ve Düğüm Noktalarının Seçimi

VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılarak gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi sağlanmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene

modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Şekil 3.3'te modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. Bu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı takdirde 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.



Şekil 3.3. Bricks modelleme sistemi elemanları

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olması, o materyalin homojen olduğu anlamına gelir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya gerilme uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesine denir.

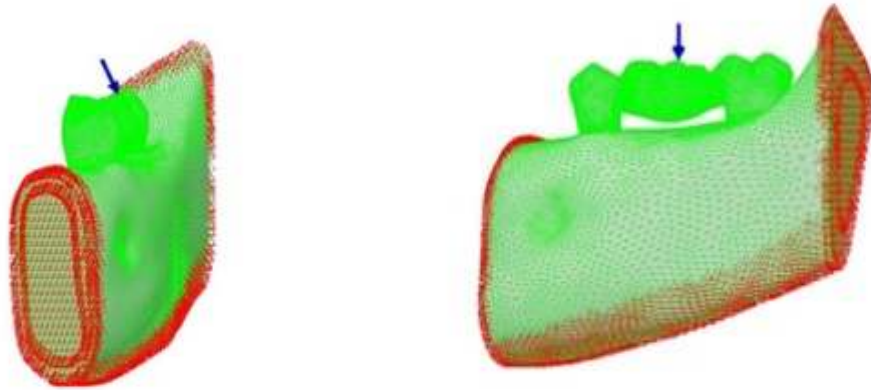
Çalışmanın gerçeğe uygun sonuçlar vermesi için programın sınırlılıkları dahilinde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Olasılıkları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda belirtilmektedir.

Tablo 3.3. Eleman ve düğüm sayıları

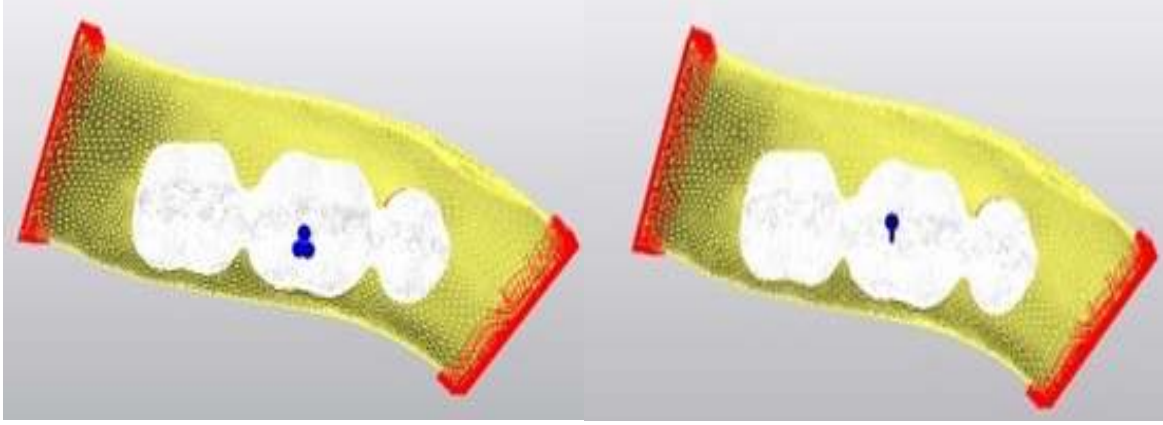
Modeller	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Grup AİK	1138710	243768
Grup AGK	1216160	250503
Grup ZİK	1047844	219631
Grup ZGK	1045087	220598

3.3. Yükleme ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Model çene kemiğinin alt kısmından her degree of freedom (DOF)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3.4.). Aksiyel ve oblik yönde kuvvetler şekil 3.5.'de gösterilen noktalardan 600 N kuvvetinde uygulanmıştır (18).



Şekil 3.4. Sınır koşulları



Şekil 3.5. Aksiyel ve oblik yönde kuvvet uygulama noktaları

3.4. Sonuçların Yorumlanması

Sonlu elemanlar stres analizlerinde istatistiksel analizler yapılamaz. Çünkü çalışma sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkar. Burada önemli nokta, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının titiz bir şekilde ele alınması ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri ile Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerine odaklanılacağı ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki çeşit stres oluşur.

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

Üç boyutlu elemanlarda bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda en büyük stres değeri gözlenir. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere principle stres denir. Principle stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise

ara bir değeri temsil eder. Bu değerler sıraya konacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

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

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

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini göstermektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve ele alınması gereken de o stres tipidir.

Kırılğan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğunda başarısızlık oluşur.

Von Mises stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır (şekil 3.6.).

$$\sigma_{\text{Mises}} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2}{2}} = \sigma_{\text{yld}}$$

Şekil 3.6. Von Mises stres formülü

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik bakımından değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan von Mises stres değeri alüminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçtiği durumlarda mekanik başarısızlık oluşur. Ek olarak von Mises stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek için değerlendirilebilir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada 600 N değerinde aksiyel ve oblik kuvvetler uygulanan, altın alaşım destekli porselen ve monolitik zirkonya materyalinden tasarlanan inley destekli ve geleneksel köprülerin oluşturduğu dört farklı grupta oluşan von Misses stres değerleri ve minimum principal stres değerleri ele alınmıştır. Çalışmada, konnektör bölgesinde, preparasyon yüzeylerinde, diş boyun bölgesinde, kök apikallerinde ve kortikal kemik yüzeylerinde oluşan stresler değerlendirilmiştir.

Maximum principal stres (gerilim) ve von Mises stres değerleri pozitif, minimum principal stres (sıkışma) değerleri negatiftir. Bu değerleri karşılaştırırken, mutlak değerler üzerinden çıkarım yapılmaktadır. Sonlu eleman analizleri sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematik hesapları ile bulunduğundan bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlama yapılmaktadır. Bu analizler, üç boyutlu modellemeler bilgisayar ortamında matematiksel denklemlere dönüştürülerek gerçekleştirilmektedir. Sonuçların değerlendirilmesi aşamasında, farklı materyaller ile modellenen inley destekli köprü ve geleneksel köprü modelleri üzerinde ölçülen stres değerleri karşılaştırılmıştır.

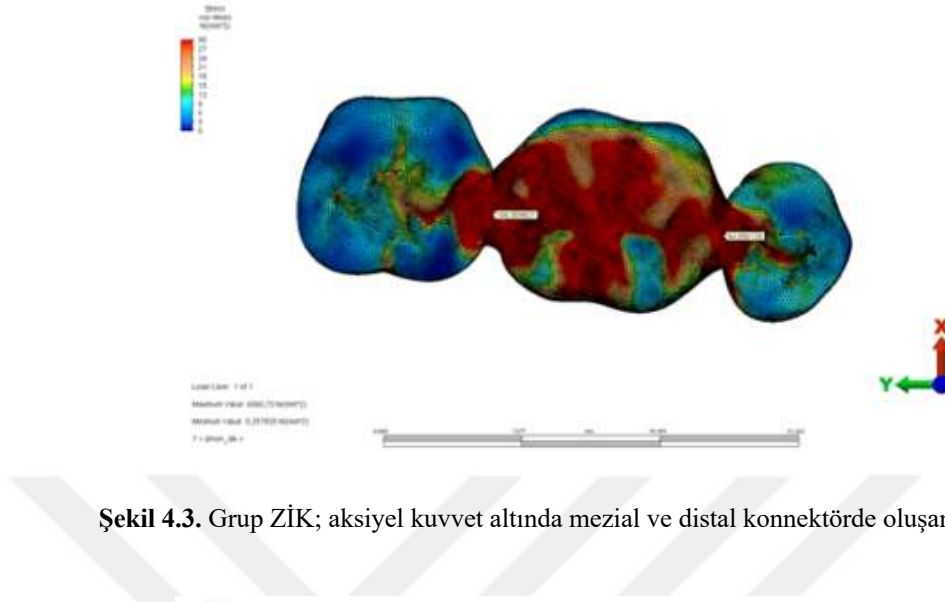
Uygulanan kuvvetler sonucunda mevcut modeller üzerinde, kortikal kemikte sıkışma ve gerilme görüleceğinden maximum principal stres (gerilim) ve minimum principle (sıkışma) stres değerleri; diş dokusu ve protez elemanlarında sadece gerilme tipi stres görüleceğinden maximum principal (gerilim) stres değerleri karşılaştırılmıştır.

4.1. Konnektör Bölgesinde Oluşan Stres

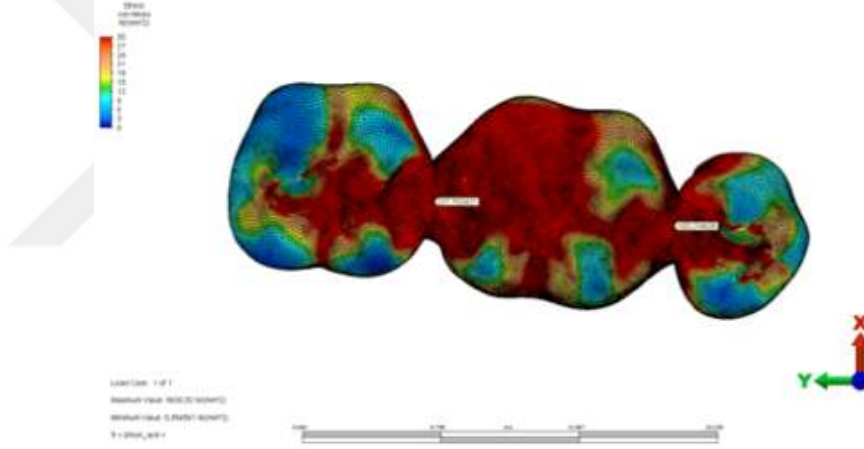
Çalışmada uygulanan aksiyel ve oblik kuvvetler altında modeller incelenmiş konnektör bölgesinde oluşan von Misses stres sonuçları değerlendirilmiştir.

Grup AİK; aksiyel kuvvet altında oluşan stres değerleri; mezial konnektörde 43,4 MPa, distal konnektörde 77,8 MPa'dır (Şekil 4.1.). Oblik kuvvet altında oluşan stres değerleri;

25

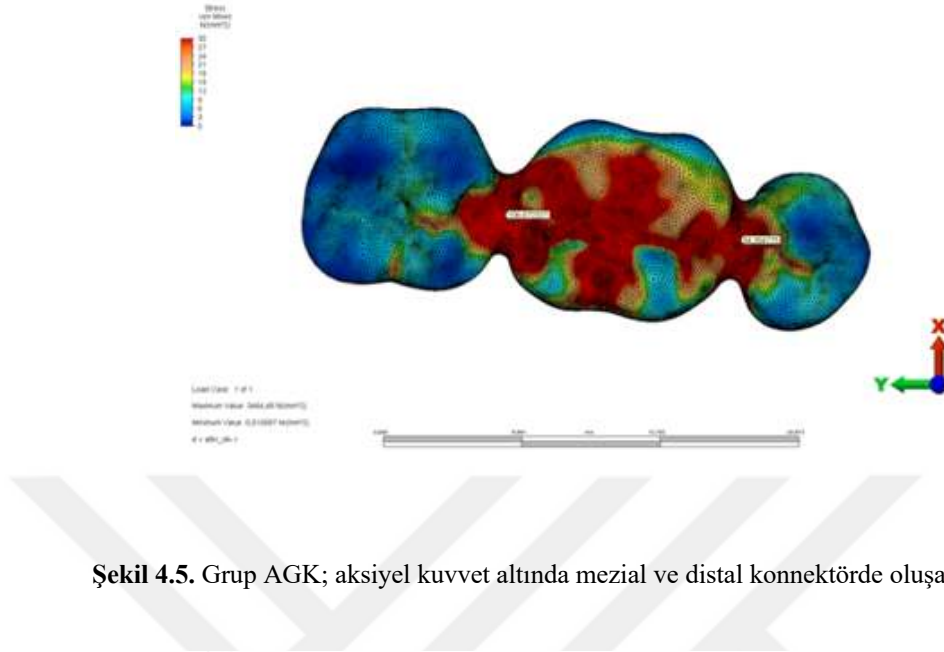


Şekil 4.3. Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres

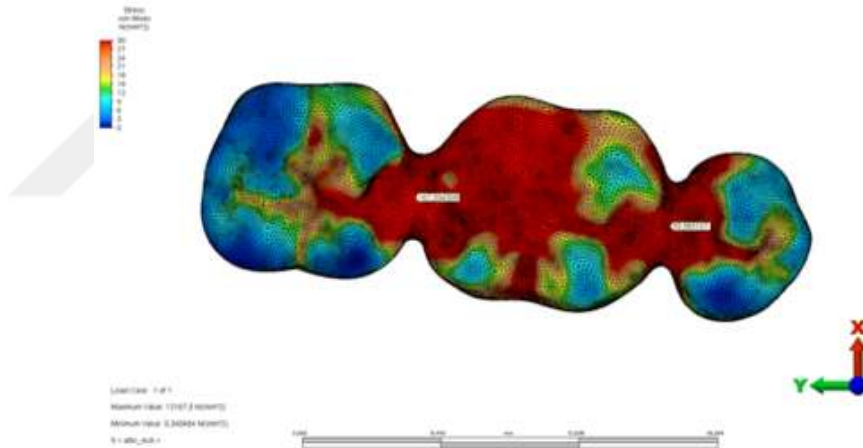


Şekil 4.4. Grup ZİK; oblik kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres

Grup AGK; aksiyel kuvvet altında oluşan stres değerleri; mezial konnektörde 54,4 MPa, distal konnektörde 106,7 MPa'dır (Şekil 4.5.). Oblik kuvvet altında oluşan stres değerleri; mezial konnektörde 94,0 MPa, distal konnektörde ise 167,3 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.6.).

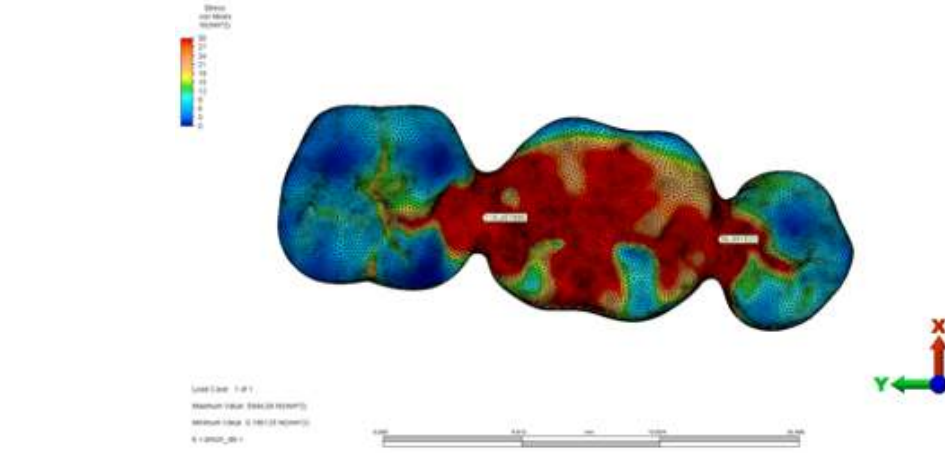


Şekil 4.5. Grup AGK; aksiyel kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres

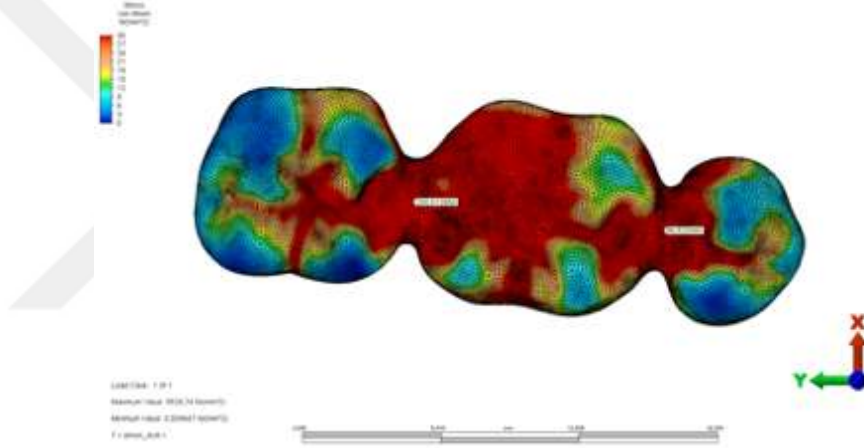


Şekil 4.6. Grup AGK; oblik kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres

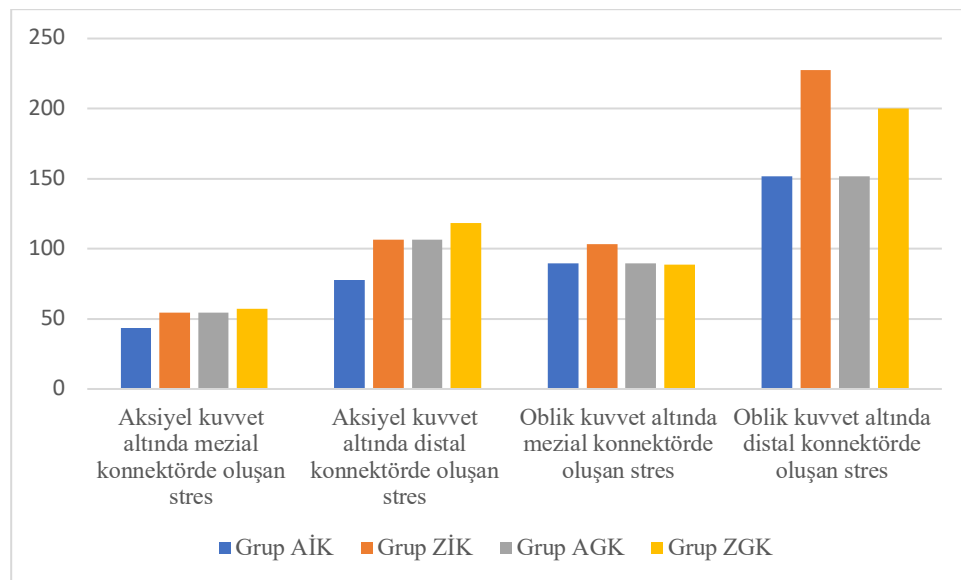
Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında oluşan stres değerleri; mezial konnektörde 57,0 MPa, distal konnektörde 118,5 MPa'dır (Şekil 4.7.). Oblik kuvvet altında oluşan stres değerleri; mezial konnektörde 88,5 MPa, distal konnektörde ise 200,0 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.8.).



Şekil 4.7. Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres



Şekil 4.8. Grup ZGK; oblik kuvvet altında mezial ve distal konnektörde oluşan stres



Şekil 4.9. Aksiyel ve oblik kuvvetler altında konnektör bölgesinde oluşan stresler

Aksiyel kuvvet altında konnektör bölgesinde oluşan strese baktığımızda, inley destekli köprü modelleri geleneksel köprü modellerine göre daha düşük stres birikimi göstermiştir. Bununla birlikte altın alaşım destekli porselen grupları, monolitik zirkonyaya kıyasla her iki köprü tasarımında da daha düşük stres birikimi sergilemiştir.

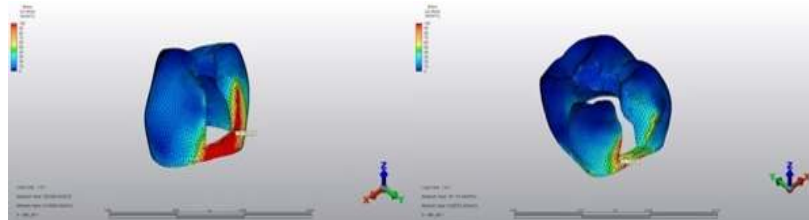
Oblik kuvvetler altında altın alaşım destekli porselen köprü tasarımları arasında fark gözlenmezken, monolitik zirkonya söz konusu olduğunda, inley köprüler geleneksel köprülere kıyasla daha yüksek stres birikimi göstermiştir. Bununla birlikte altın alaşım destekli porselen grupları monolitik zirkonyaya kıyasla her iki grupta da daha düşük stres birikimi sergilemiştir.

4.2. Preparasyon Yüzeylerinde Oluşan Stres

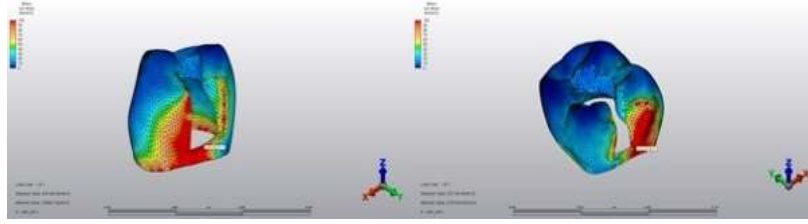
4.2.1. İnley destekli köprü preparasyon yüzeylerinde oluşan stres

İnley destekli köprü gruplarında, premolar ve molar dişlerde kavitenin mine yüzeyinde oluşan maksimum stres noktaları değerlendirilmiştir.

Grup AİK; aksiyel kuvvet altında, premolar dişte kavitede oluşan stres 230,9 MPa olarak ölçülürken, molar dişte oluşan stres 70,7 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.10.). Oblik kuvvet altında ise bu değerler premolar dişte 193,8 MPa, molar dişte ise 112,7 MPa olarak kaydedilmiştir (Şekil 4.11.).

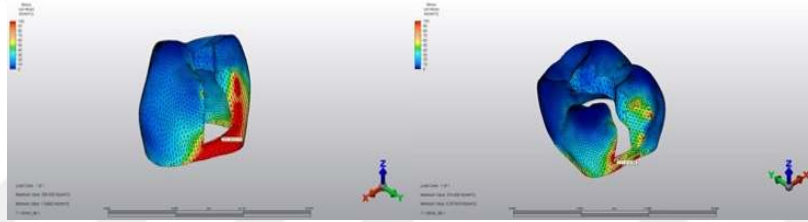


Şekil 4.10. Grup AİK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres

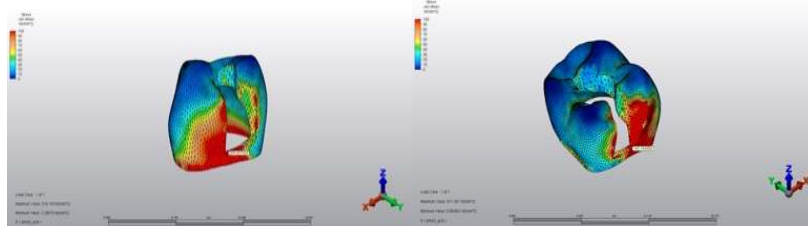


Şekil 4.11. Grup AİK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres

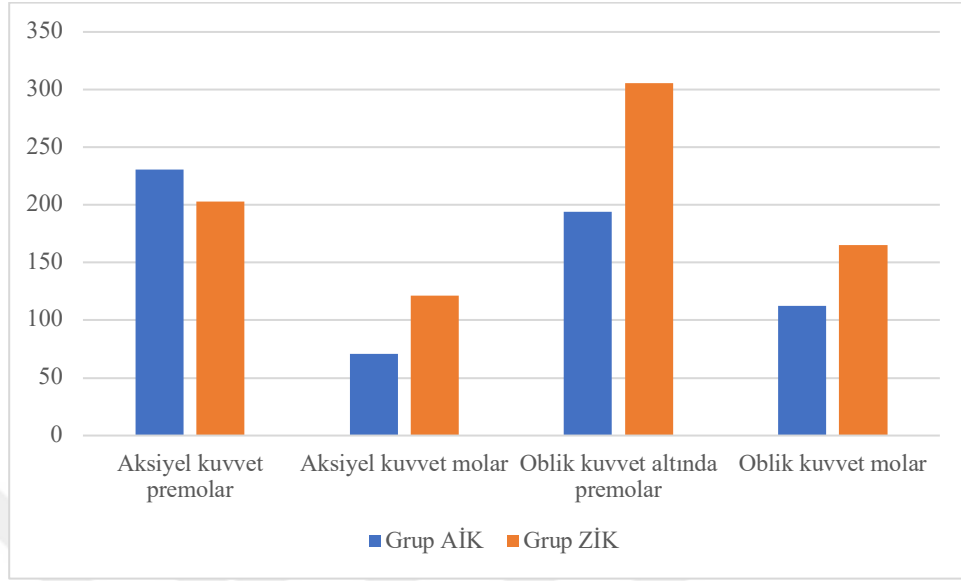
Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında, premolar dişte kavitede oluşan stres 202,9 MPa olarak ölçülürken molar dişte oluşan stres 121,4 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.12.). Oblik kuvvet altında ise bu değerler premolar dişte 305,4 MPa, molar dişte ise 165,1 MPa olarak kaydedilmiştir (Şekil 4.13.)



Şekil 4.12. Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres



Şekil 4.13. Grup ZİK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres



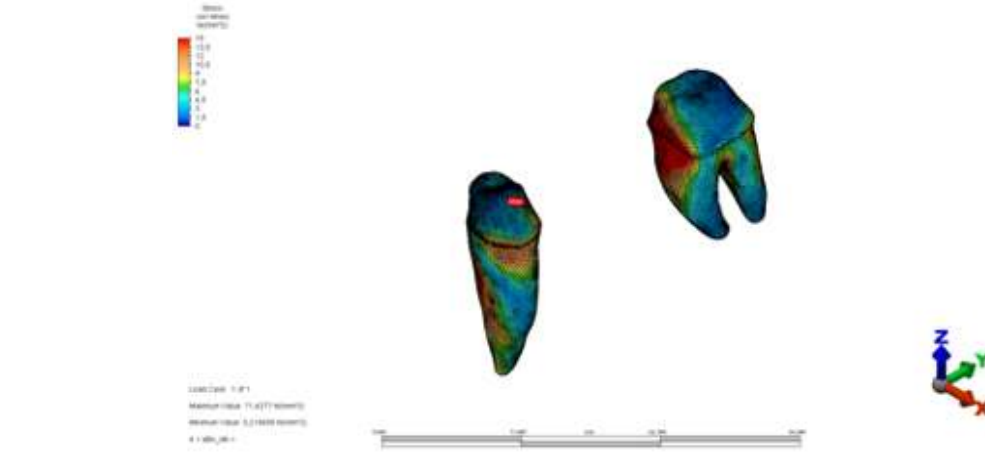
Şekil 4.14. İnley destekli köprü gruplarında preparasyon yüzeylerinde oluşan stresler

İnley destekli köprü preparasyon yüzeylerinde aksiyel ve oblik kuvvetler altında oluşan stres birikimine bakıldığında, aksiyel kuvvet altındaki premolar kavite dışında ZİK grubunun oluşturduğu stresin AİK grubuna göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir.

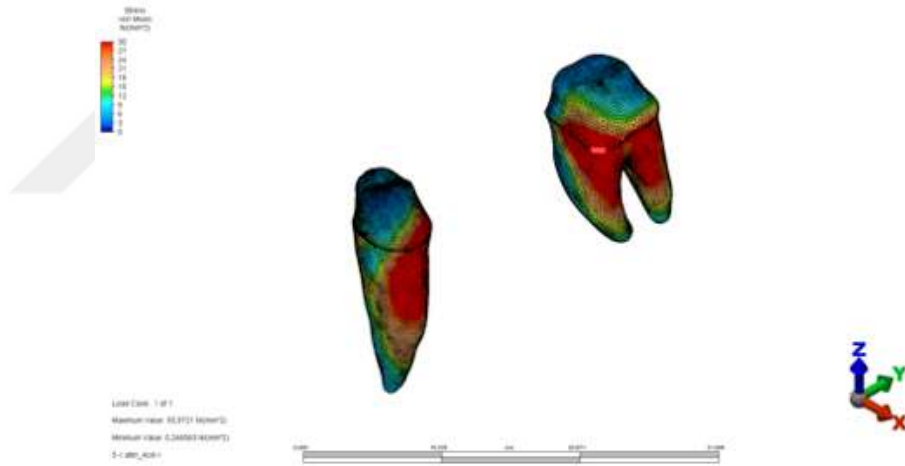
4.2.2. Geleneksel köprü preparasyon yüzeyinde oluşan stres

Geleneksel köprü grupları için dentin yüzeyinde oluşan maksimum stres değerlendirilmiştir. Premolar ve molar dişlerde dentin yüzeyinde oluşan maksimum stres, aksiyel ve oblik kuvvetler altında dişlerin gövdeye bakan yüzlerinde oluşmuştur.

Grup AGK; aksiyel kuvvet altında premolar dişin distal yüzündeki stres 71,4 MPa olarak ölçülürken, molar dişin mezial yüzündeki stres 53,9 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.15.). Oblik kuvvet altında ise bu değerler premolar dişin distal yüzünde 88,2 MPa, molar dişin mezial yüzünde 93,9 MPa olarak kaydedilmiştir (Şekil 4.16.).

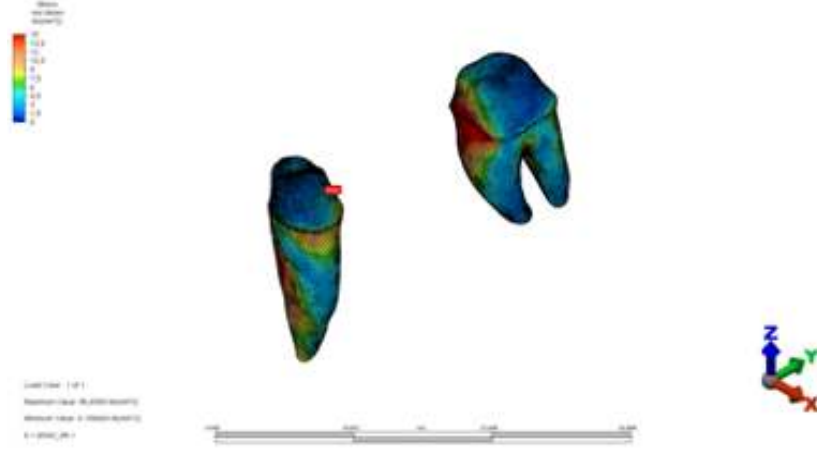


Şekil 4.15. Grup AGK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres

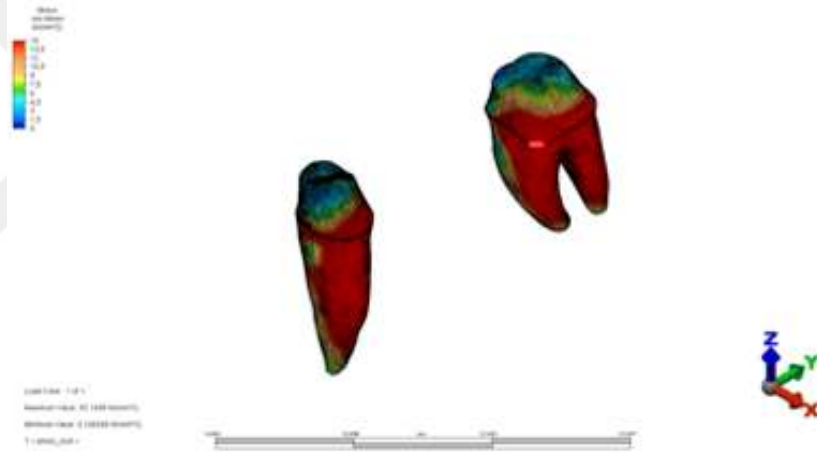


Şekil 4.16. Grup AGK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres

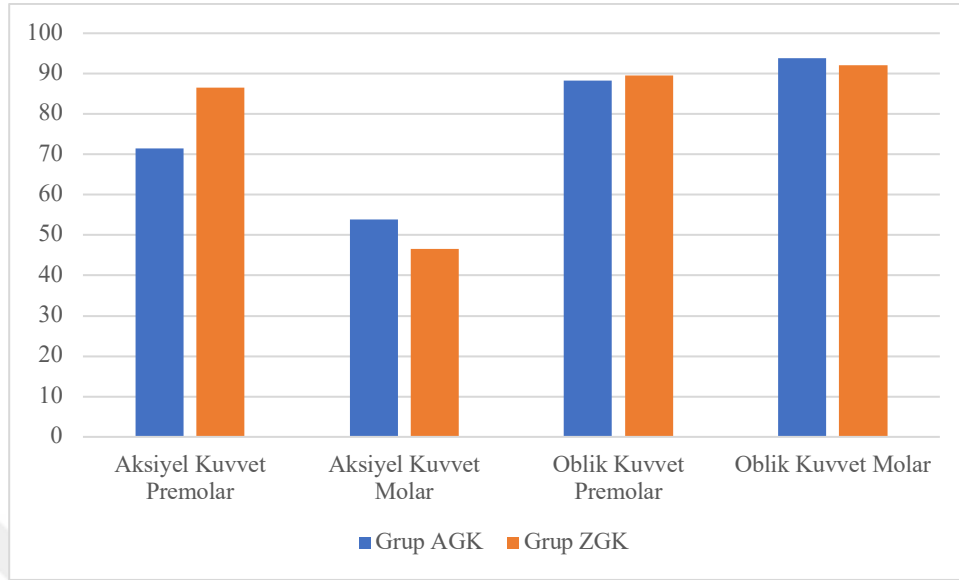
Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında premolar dişin distal yüzündeki stres 86,5 MPa olarak ölçülürken molar dişin mezial yüzündeki stres 46,5 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.17.). Oblik kuvvet altında ise bu değerler premolar dişin distal yüzünde 89,5 MPa, molar dişin mezial yüzünde 92,1 MPa olarak kaydedilmiştir (Şekil 4.18.).



Şekil 4.17. Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres



Şekil 4.18. Grup ZGK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerde preparasyon yüzeyinde oluşan stres



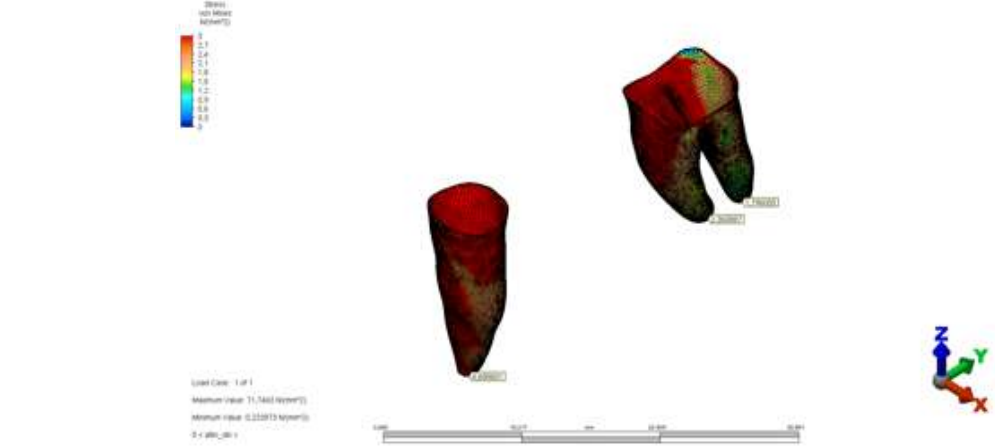
Şekil 4.19. Geleneksel köprü gruplarında preparasyon yüzeylerinde oluşan stresler

Geleneksel köprü gruplarında preparasyon yüzeylerinde biriken strese bakıldığında aksiyel ve oblik kuvvetler altında grup ZGK grup AGK'ye kıyasla premolar dişte daha yüksek stres birikimi gösterirken, grup AGK ise molar dişlerde ZGK'ye kıyasla daha yüksek stres birikimi sergilemiştir.

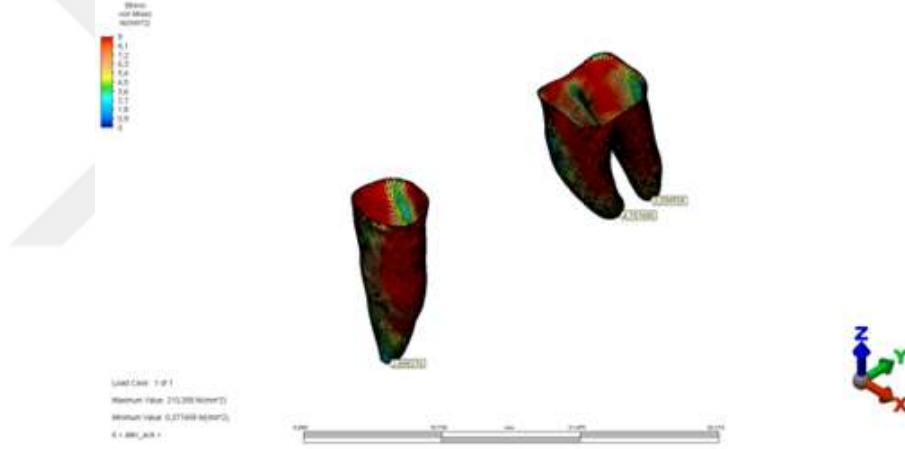
4.3. Apikalde Oluşan Stres

Kök apikallerinde noktasal stres değerleri aksiyel ve oblik kuvvetler altında değerlendirilmiştir.

Grup AİK; aksiyel kuvvet altında premolar dişin kök apikalindeki stres 4,7 MPa, molar dişin mezial kök apikalindeki stres 2,4 MPa ve distal kök apikalindeki stres 1,8 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.20.). Oblik kuvvet altında ise premolar dişin kök apikalindeki stres 2,9 MPa, molar dişin mezial kök apikalindeki stres, 4,8 MPa ve distal kök apikalindeki stres 3,3 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.21.).

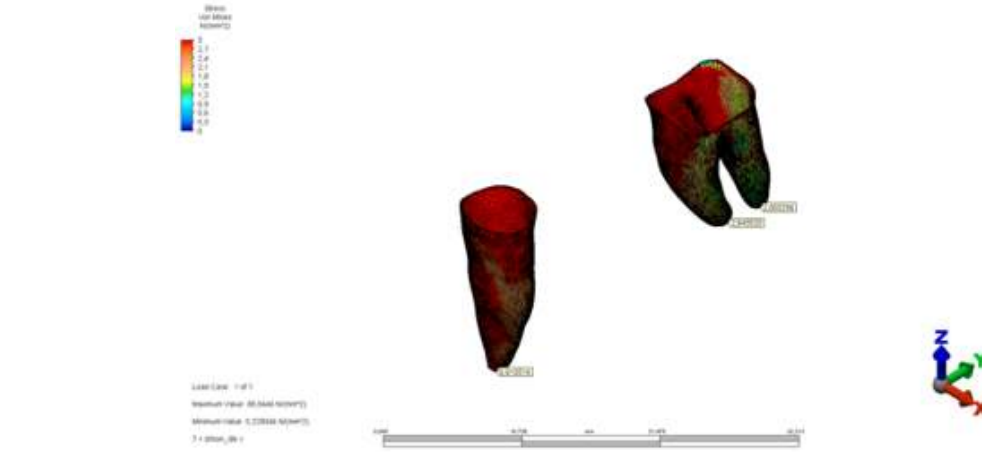


Şekil 4.20. Grup AİK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres

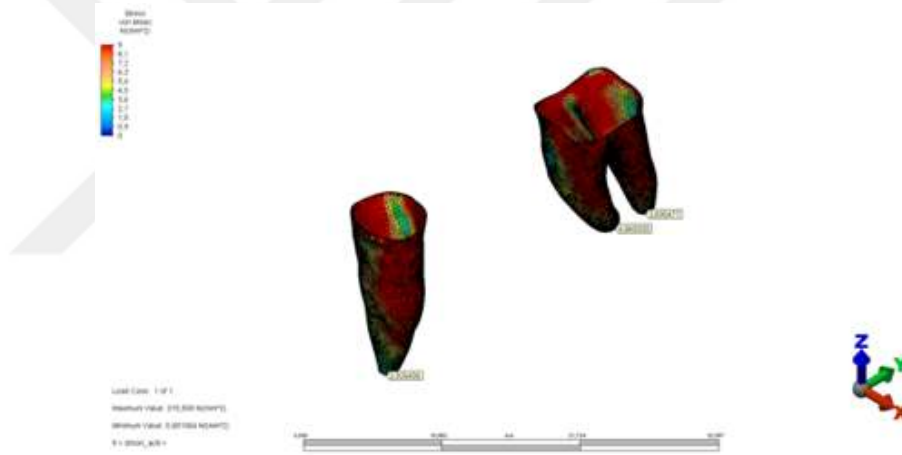


Şekil 4.21. Grup AİK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres

Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında premolar dişin kök apikalindeki stres 6,8 MPa iken, molar dişin mezial kök apikalindeki stres 2,8 MPa ve distal kök apikalindeki stres 2,0 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.22.). Oblik kuvvet altında ise premolar dişin kök apikalindeki stres 3,9 MPa, molar dişin mezial kök apikalindeki stres, 4,9 MPa ve distal kök apikalindeki stres 3,7 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.23.).

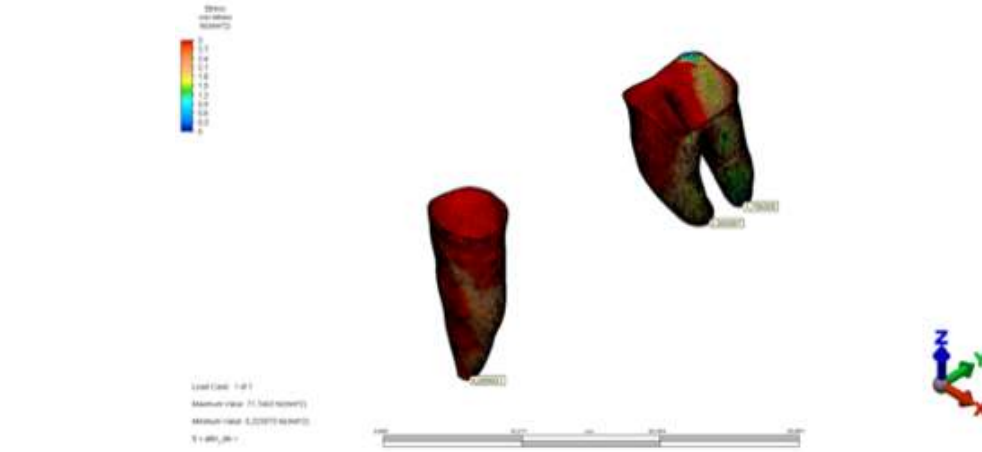


Şekil 4.22. Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres

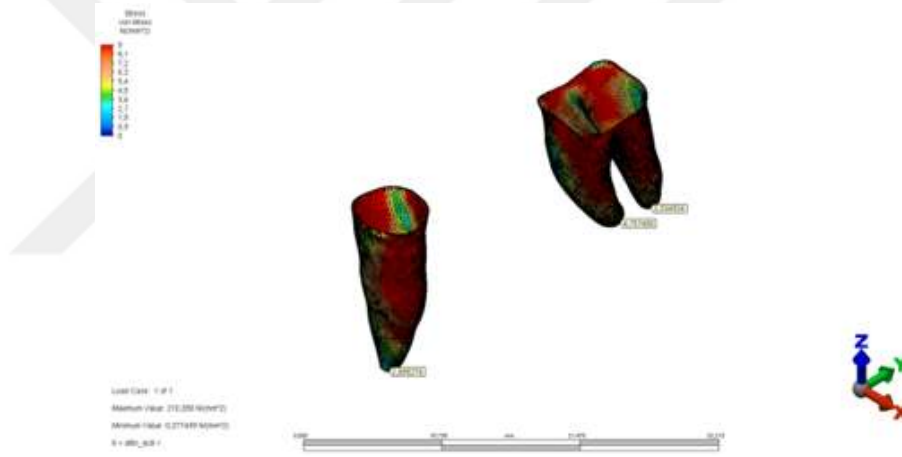


Şekil 4.23. Grup ZİK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres

Grup AGK; aksiyel kuvvet altında premolar dişin kök apikalindeki stres 6,6 MPa, molar dişin mezial kök apikalindeki stres 3,3 MPa ve distal kök apikalindeki stres 1,9 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.24.). Oblik kuvvet altında ise premolar dişin kök apikalindeki stres 3,7 MPa, molar dişin mezial kök apikalindeki stres, 4,7 MPa ve distal kök apikalindeki stres 3,4 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.25.).

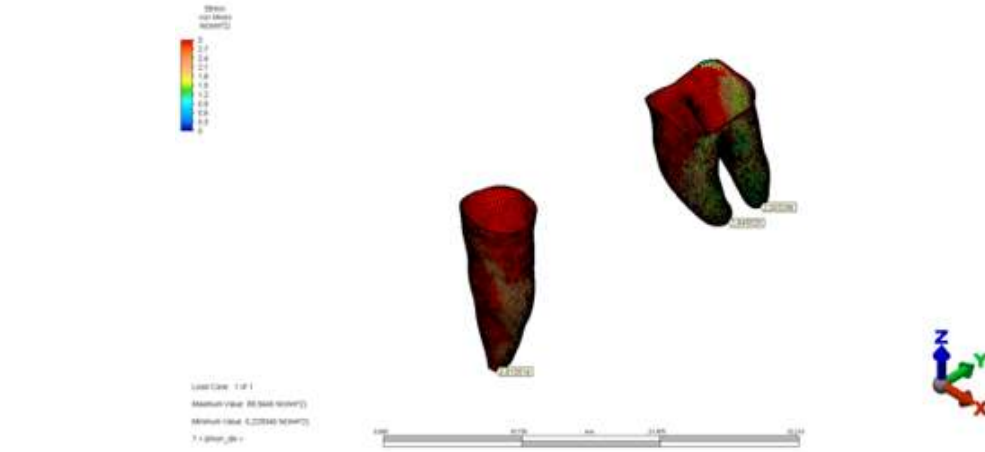


Şekil 4.24. Grup AGK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres

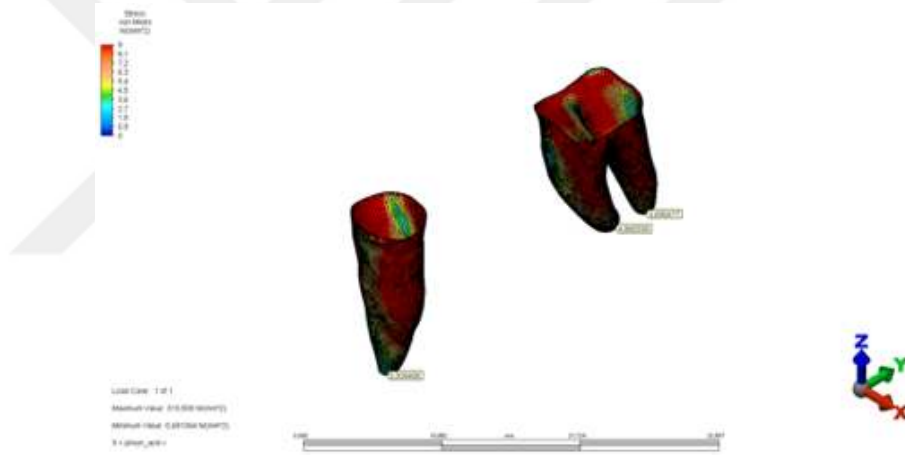


Şekil 4.25. Grup AGK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres

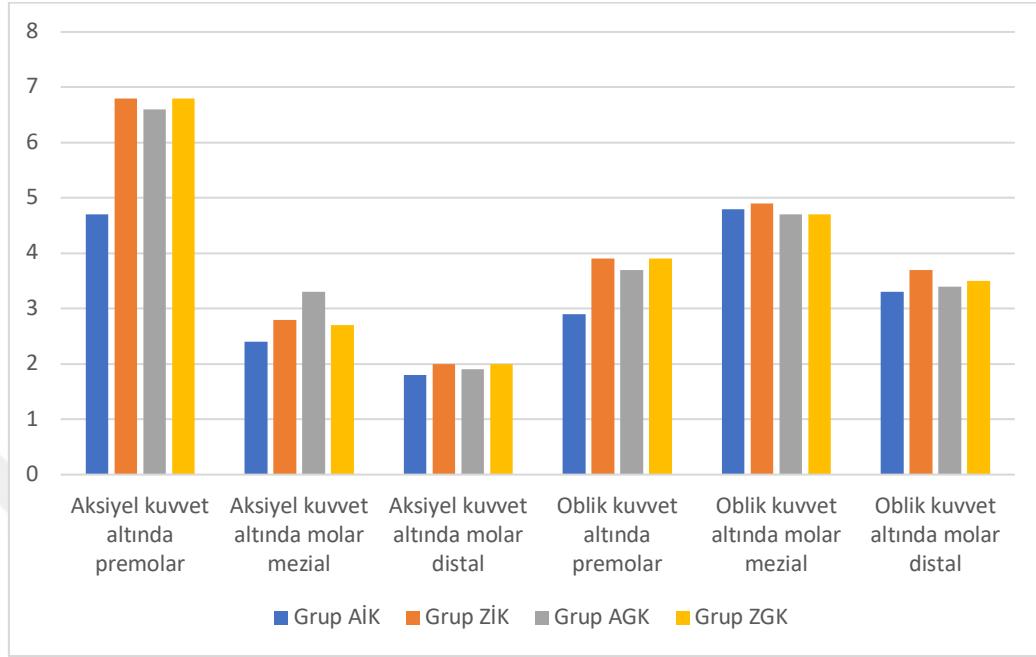
Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında premolar dişin kök apikalindeki stres 6,8 MPa molar dişin mezial kök apikalindeki stres, 2,7 MPa ve distal kökün apikalindeki stres 2,0 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.26.). Oblik kuvvet altında ise premolar dişin kök apikalindeki stres 3,9 MPa, molar dişin mezial kök apikalindeki stres, 4,7 MPa ve distal kök apikalindeki stres 3,5 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.27.).



Şekil 4.26. Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres



Şekil 4.27. Grup ZGK; oblik kuvvet altında premolar ve molar dişlerin kök apikalinde oluşan stres



Şekil 4.28. Aksiye ve oblique kuvvetler altında apikal bölgede oluşan stresler

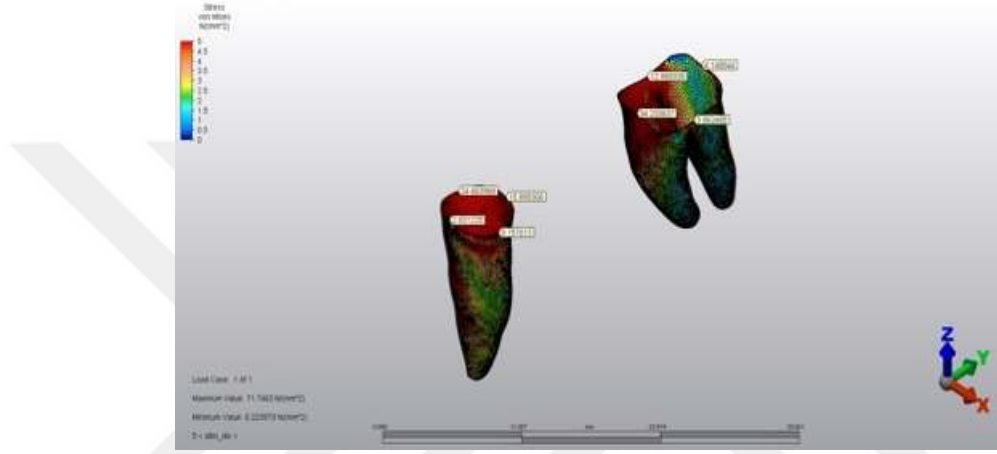
Aksiye kuvvet altında premolar bölgede en yüksek stres düzeyinin ZİK, en düşük stres düzeyinin AİK, molar-mezialde en yüksek stres düzeyinin AGK, en düşük stres düzeyinin AİK'da olduğu görüldü. Oblique kuvvet altında premolar bölgede de en yüksek stres düzeyinin ZİK, en düşük stres düzeyinin AİK, molar-mezialde ise en yüksek stres düzeyinin ZİK, en düşük stres düzeyinin ise ZGK grubunda olduğu görüldü. Molar-distal bölgede ise en yüksek stres düzeyinin ZİK, en düşük stres düzeyinin AİK grubunda olduğu saptandı.

4.4. Boyun Bölgesinde Sementte Oluşan Stres

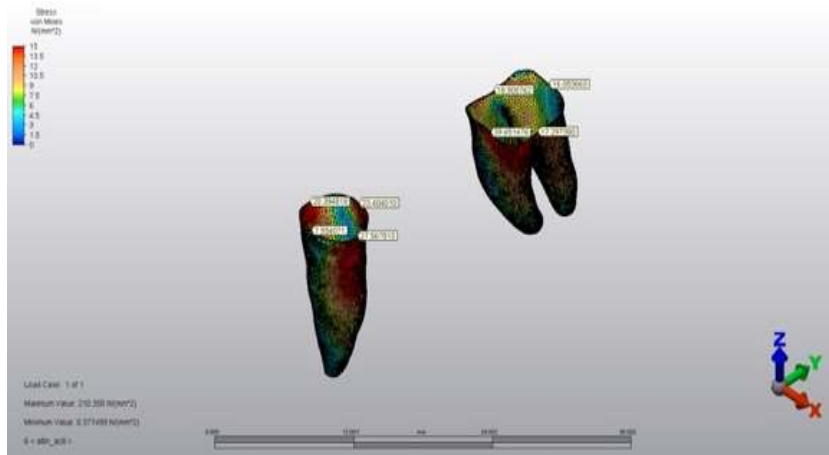
Aksiye ve oblique kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde, premolar ve molar dişlerin, bukkal, lingual mezial ve distal yüzeylerinde toplam sekiz noktada oluşan stres değerlendirilmiştir.

Grup AİK; aksiye kuvvet altında premolar dişin bukkal yüzeyinde 9,8 MPa, lingual yüzeyinde 24,7 MPa, mezial yüzeyinde 15,9 MPa, distal yüzeyinde ise 2,8 MPa, molar dişin ise, bukkal yüzeyinde 3,9 MPa, lingual yüzeyinde 13,0 MPa, mezial yüzeyinde 34,2 MPa ve distal yüzeyinde 4,1 MPa stres değeri ölçülmüştür (Şekil 4.29.).

Oblik kuvvet altında premolar dişin bukkal yüzeyinde 27,5 MPa, lingual yüzeyinde 20,3 MPa, mezial yüzeyinde 23,4 MPa, distal yüzeyinde ise 7,5 MPa, molar dişin bukkal yüzeyinde ise 17,2 MPa, lingual yüzeyinde 18,9 MPa, mezial yüzeyinde 39,6 MPa ve distal yüzeyinde 16 MPa stres değeri ölçölmüştür (şekil 4.30.).



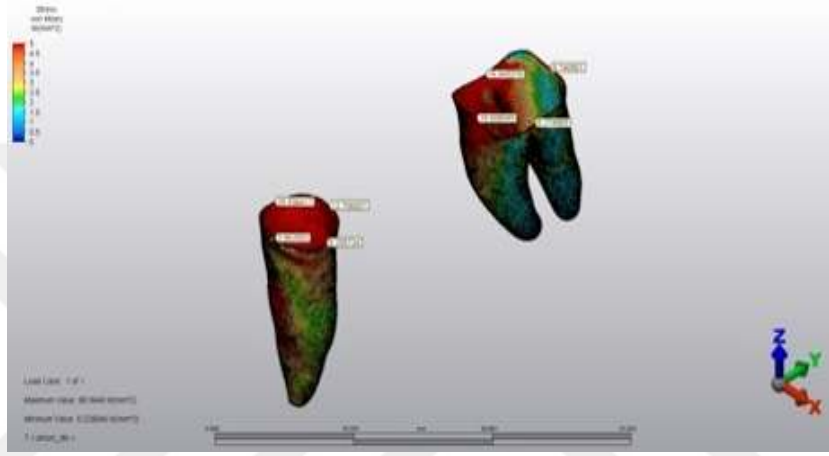
şekil 4.29. Grup AİK; aksiyel kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşın stres



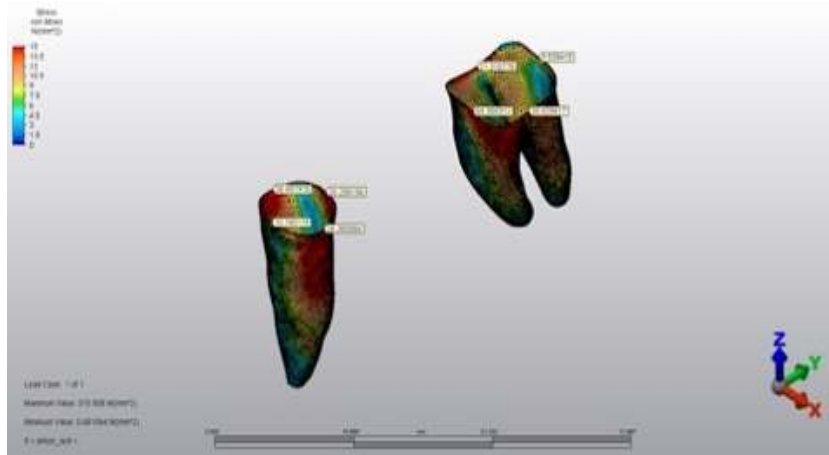
şekil 4.30. Grup AİK; oblik kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşın stres

Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında premolar dişin bukkal yüzeyinde 5,3 MPa, lingual yüzeyinde 25,5 MPa, mezial yüzeyinde 12,7 MPa, distal yüzeyinde ise 3,9 MPa stres değeri ölçölrken, molar dişin bukkal yüzeyinde 6,3 MPa, lingual yüzeyinde 18,3 MPa, mezial yüzeyinde 18,6 MPa ve distal yüzeyinde 8,7 MPa stres değeri ölçölmüştür (şekil 4.31.).

Oblik kuvvet altında premolar dişin bukkal yüzeyinde 26,3 MPa, lingual yüzeyinde 26,4 MPa, mezial yüzeyinde 20,2 MPa, distal yüzeyinde ise 10,7 MPa stres değeri ölçölürken, molar dişin bukkal yüzeyinde 20,4 MPa, lingual yüzeyinde 21,3 MPa, mezial yüzeyinde 64,3 MPa ve distal yüzeyinde 9,5 MPa stres değeri ölçölümüştür (şekil 4.32.).



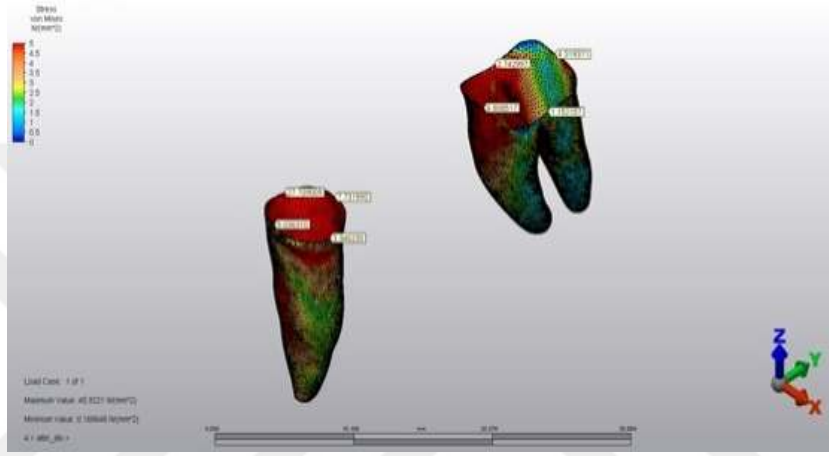
şekil 4.31. Grup ZİK; aksiyel kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşın stres



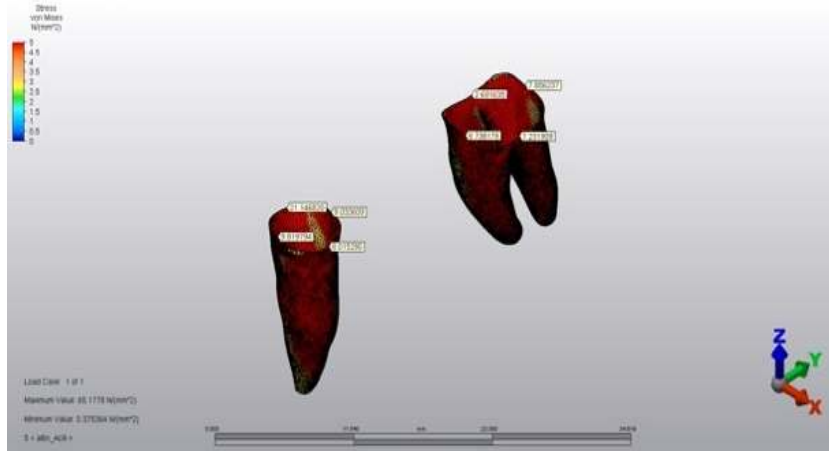
şekil 4.32. Grup ZİK; oblik kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşın stres

Grup AGK; aksiyel kuvvet altında premolar dişin bukkal yüzeyinde 3,3 MPa, lingual yüzeyinde 27,7 MPa, mezial yüzeyinde 7,7 MPa, distal yüzeyinde ise 5,0 MPa stres değeri ölçölürken, molar dişin bukkal yüzeyinde 1,2 MPa, lingual yüzeyinde 2,7 MPa, mezial yüzeyinde 6,8 MPa ve distal yüzeyinde 4,3 MPa stres değeri ölçölümüştür (şekil 4.33.).

Oblik kuvvet altında premolar dişin bukkal yüzeyinde 8,0 MPa, lingual yüzeyinde 21,1 MPa, mezial yüzeyinde 9,0 MPa, distal yüzeyinde ise 9,8 MPa stres değeri ölçülürken, molar dişin bukkal yüzeyinde 7,2 MPa, lingual yüzeyinde 2,7 MPa, mezial yüzeyinde 8,7 MPa ve distal yüzeyinde 7,8 MPa stres değeri ölçülmüştür (şekil 4.34.).



şekil 4.33. Grup AGK; aksiyel kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres

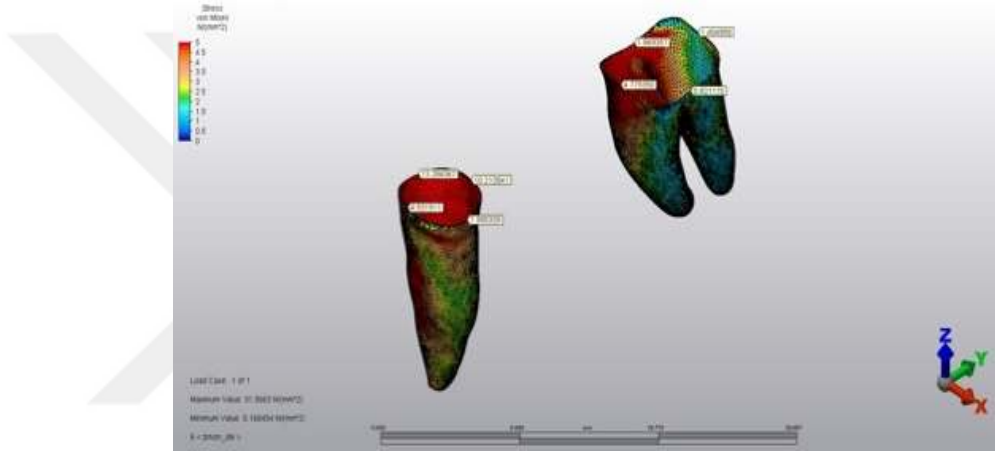


şekil 4.34. Grup AGK; oblik kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres

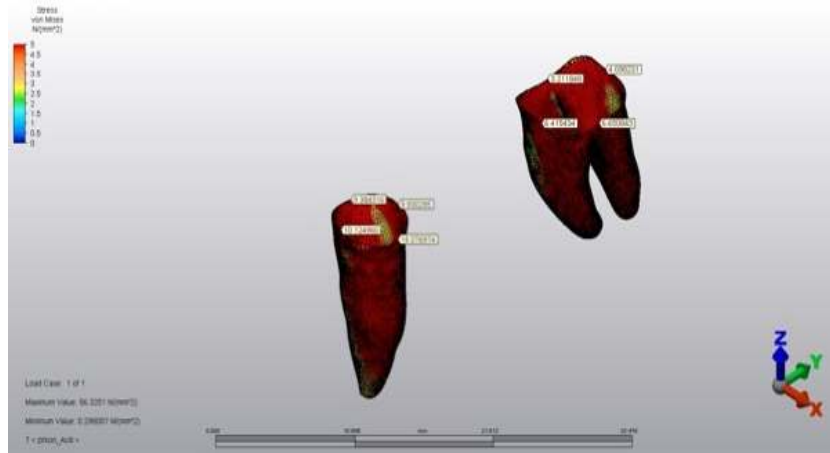
Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında premolar dişin bukkal yüzeyinde 8,0 MPa, lingual yüzeyinde 13,3 MPa, mezial yüzeyinde 10,2 MPa, distal yüzeyinde ise 4,5 MPa stres değeri

ölçülürken, molar dişin bukkal yüzeyinde ise 0,8 MPa, lingual yüzeyinde 1,9 MPa, mezial yüzeyinde 4,8 MPa ve distal yüzeyinde 1,4 MPa stres değeri ölçülmüştür (Şekil 4.35.).

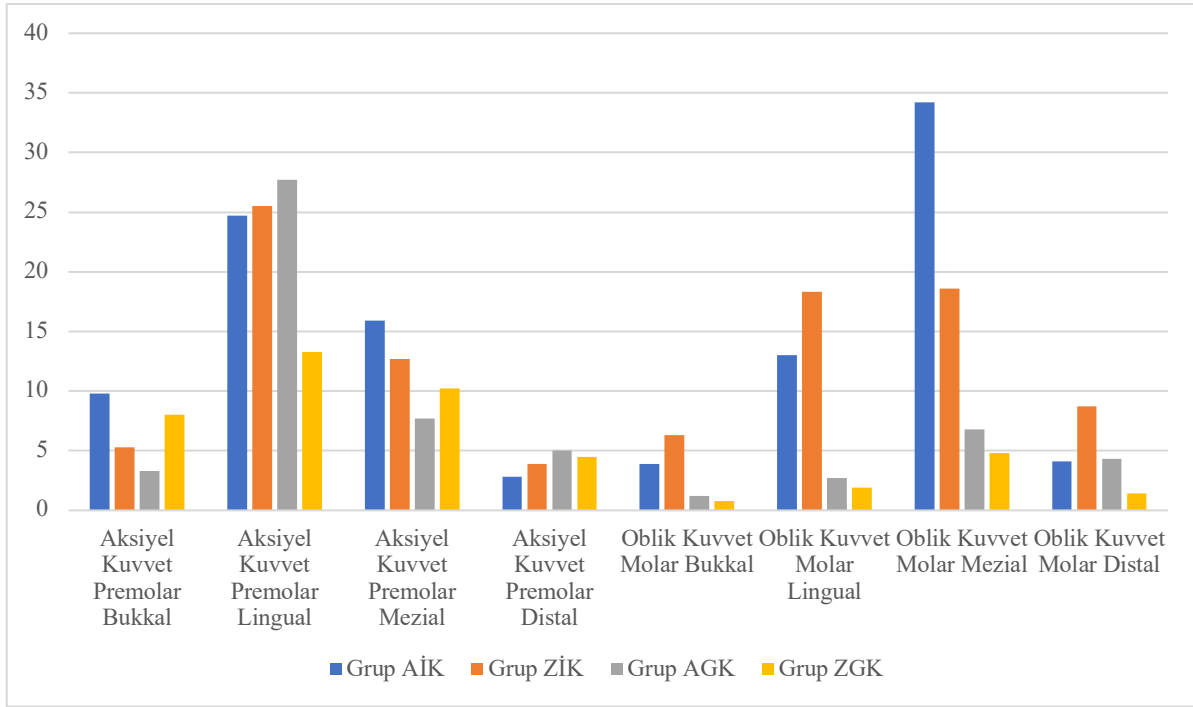
Oblik kuvvet altında premolar dişin bukkal yüzeyinde 18,0 MPa, lingual yüzeyinde 9,4 MPa, mezial yüzeyinde 9,9 MPa, distal yüzeyinde ise 10,1 MPa stres düzeyi ölçülürken, molar dişin bukkal yüzeyinde ise 6,6 MPa, lingual yüzeyinde 3,2 MPa, mezial yüzeyinde 6,4 MPa ve distal yüzeyinde 4,1 MPa stres değeri ölçülmüştür (Şekil 4.36.).



Şekil 4.35. Grup ZGK; aksiyel kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres



Şekil 4.36. Grup ZGK; oblik kuvvetler altında sement yüzeyinde boyun bölgesinde oluşan stres



Şekil 4.37. Aksiyel ve oblik kuvvetler altında diş boyun bölgesinde oluşan stresler

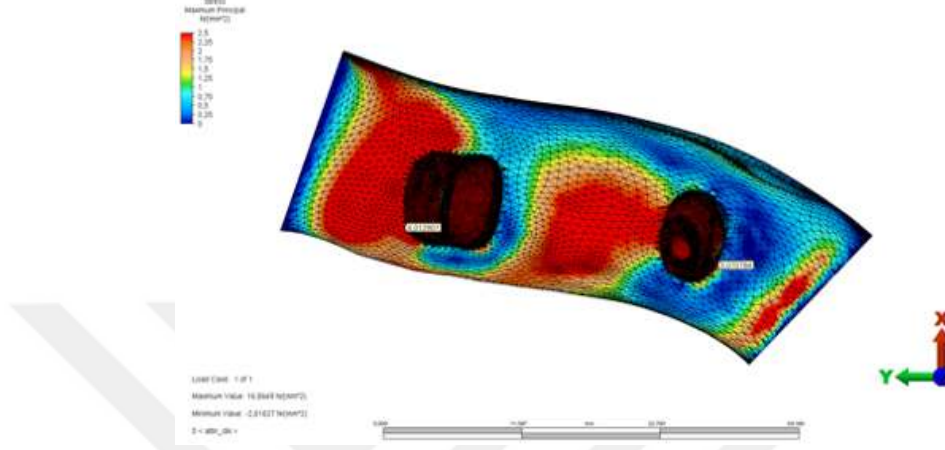
Boyun bölgesinde aksiyel kuvvet uygulanan bukkal bölgede AİK grubunda stres düzeyinin daha yüksek, premolar-lingual bölgede AGK, premolar-mezial bölgede AİK, premolar distal bölgede AGK grubunda daha yüksek stres düzeyi saptanmıştır. Aksiyel molar bukkal'de en yüksek stres düzeyi ZİK, molar-lingual'de ZİK, molar-mezial'de AİK ve molar distal'de ZİK'de diğerlerinden daha yüksek stres düzeyi tespit edilmiştir.

4.5. Kortikal Kemikte Oluşan Stres

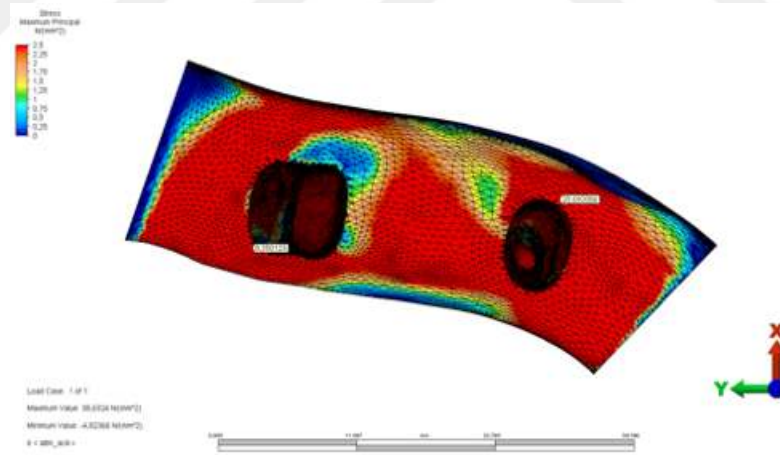
Aksiyel ve oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum ve minimum principal stresler değerlendirilmiştir.

Grup AİK; aksiyel kuvvet altında oluşan maximum stres değerleri premolar dişin mezial, molar dişin ise distal yüzeylerinde oluşmuştur. Premolar dişin mezialinde oluşan stres 5,1 MPa, molar dişin distalinde oluşan stres ise 6,0 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.38.). Oblik kuvvet altında oluşan maximum stres ise premolar dişin bukkalinde, molar dişin lingualinde

ölçülmüştür. Oluşan stresler premolar dişin bukkalinde 20,7 MPa, molar dişin lingualinde ise 8,3 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.39.).

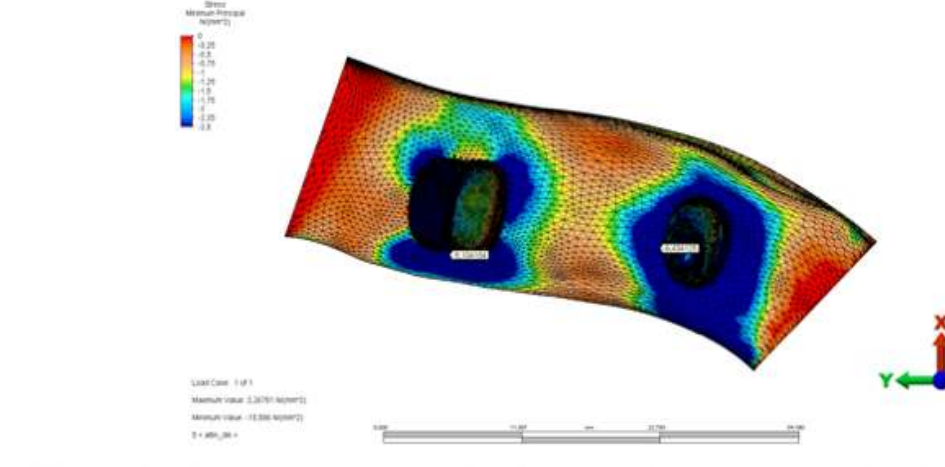


Şekil 4.38. Grup AİK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler

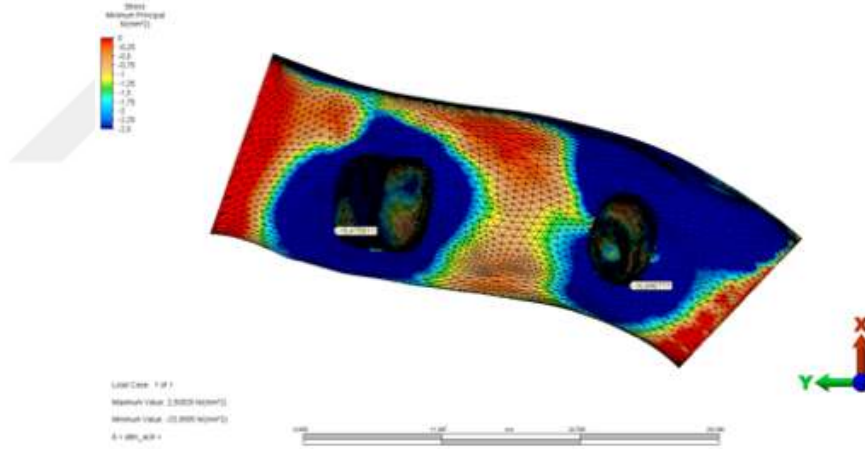


Şekil 4.39. Grup AİK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler

Oluşan minimum principal stres değerleri aksiyel kuvvet altında premolar dişin distalinde, molar dişin ise lingualinde elde edilmiştir. Premolar dişin distali için stres 6,4 MPa, molar dişin linguali için stres 5,05 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.40.). Oblik kuvvet altında oluşan minimum stres ise premolar dişin lingualinde, molar dişin distalinde ölçülmüştür. Oluşan stresler premolar dişin lingualinde 16,7 MPa, molar dişin distalinde 18,5 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.41.).

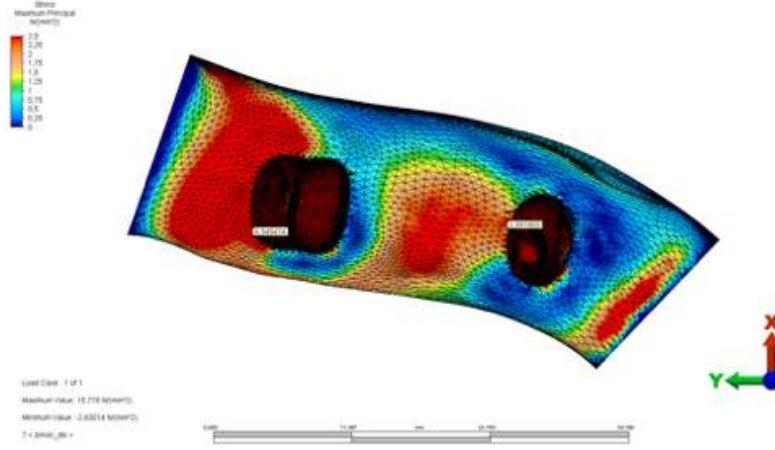


Şekil 4.40. Grup AİK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler

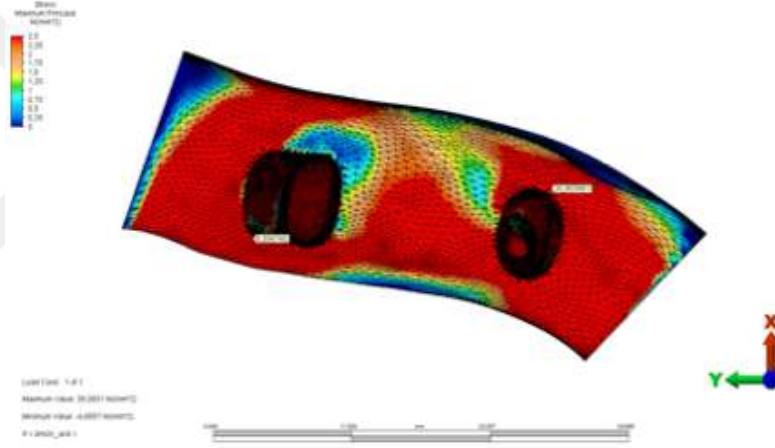


Şekil 4.41. Grup AİK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler

Grup ZİK; aksiyel kuvvet altında oluşan maximum stres değerleri premolar ve molar dişlerin distalinde oluşmuştur. Premolar dişin distalinde oluşan stres 2,6 MPa, molar dişin distalinde oluşan stres ise 6,4 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.42.). Oblik kuvvet altında oluşan maximum stres ise premolar dişin bukkalinde, molar dişin lingualinde ölçülmüştür. Oluşan stresler premolar dişin bukkalinde 20,9 MPa, molar dişin lingualinde 8,3 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.43.).

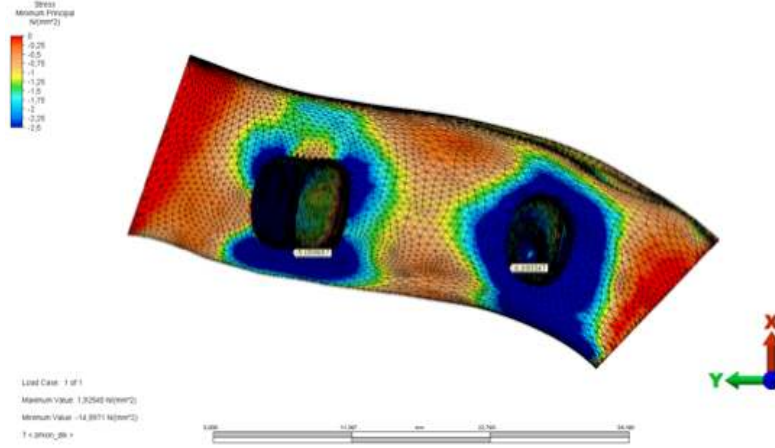


Şekil 4.42. Grup ZİK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler

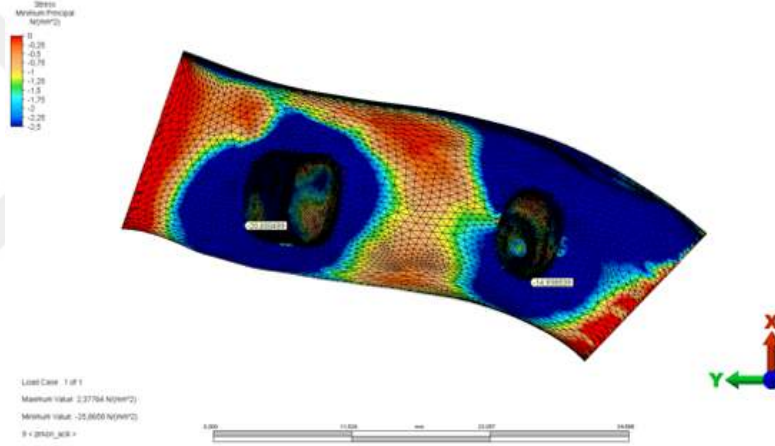


Şekil 4.43. Grup ZİK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler

Oluşan minimum principal stres değerleri aksiyel kuvvet altında premolar dişin distalinde, molar dişin ise lingualinde elde edilmiştir. Premolar dişin distali için stres 6,7 MPa, molar dişin linguali için stres 5,1 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.44.). Oblik kuvvet altında oluşan minimum stres ise premolar dişin lingualinde, molar dişin distalinde ölçülmüştür. Oluşan stresler premolar dişin lingualinde 15,0 MPa, molar dişin distalinde 20,7 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.45.).

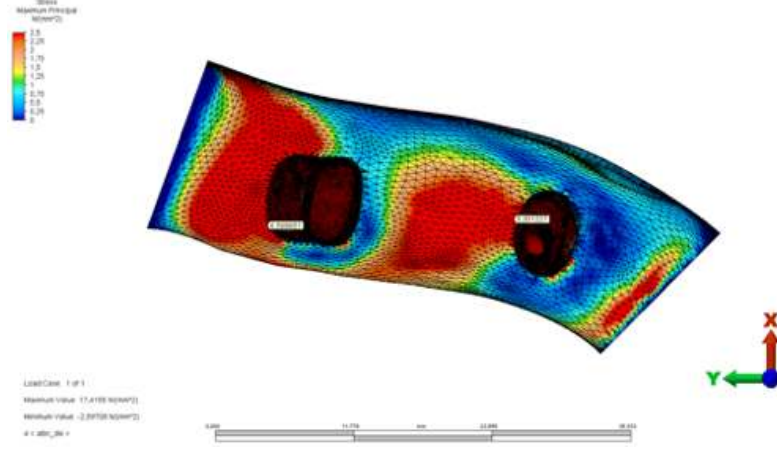


Şekil 4.44. Grup ZİK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler

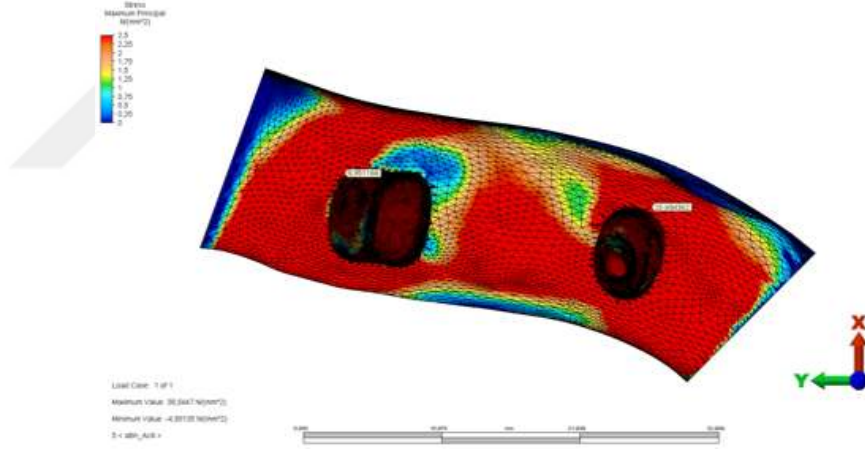


Şekil 4.45. Grup ZİK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler

Grup AGK; aksiyel kuvvet altında oluşan maximum stres değerleri premolar ve molar dişlerin distalinde oluşmuştur. Premolar dişin distalinde oluşan stres 3,3 MPa, molar dişin distalinde oluşan stres ise 6,6 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.46.). Oblik kuvvet altında oluşan maximum stres ise premolar ve molar dişlerin bukkalinde ölçülmüştür. Oluşan stresler premolar dişin bukkalinde 20,7 MPa, molar dişin bukkalinde 9,0 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.47.).

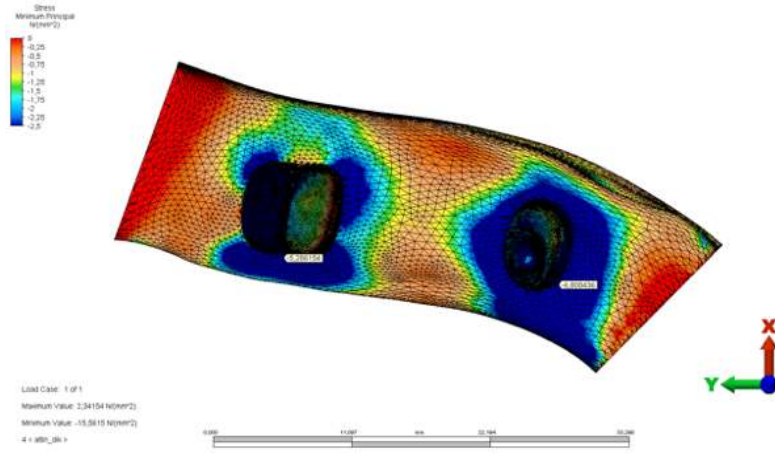


Şekil 4.46. Grup AGK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler

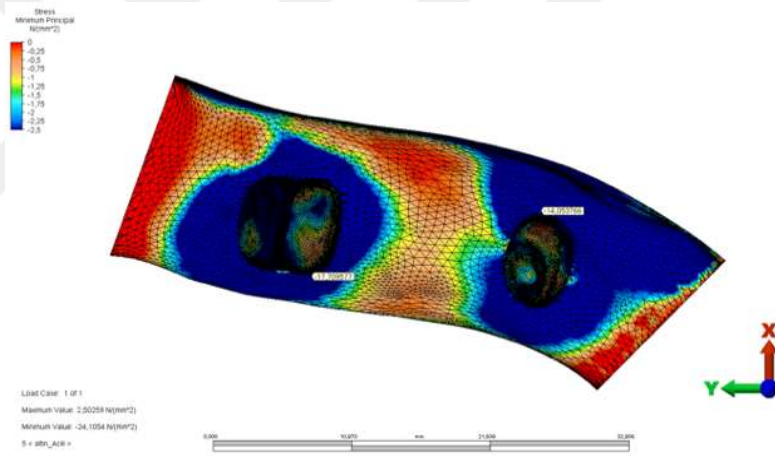


Şekil 4.47. Grup AGK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler

Oluşan minimum principal stres değerleri aksiyel kuvvet altında premolar dişin mezialinde, molar dişin ise lingualinde elde edilmiştir. Premolar dişin meziali için stres 6,8 MPa, molar dişin linguali için stres 5,3 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.48.). Oblik kuvvet altında oluşan minimum stres ise premolar dişin bukkalinde, molar dişin lingualinde ölçülmüştür. Oluşan stresler premolar dişin bukkalinde 14,1 MPa, molar dişin lingualinde 17,7 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.49.).

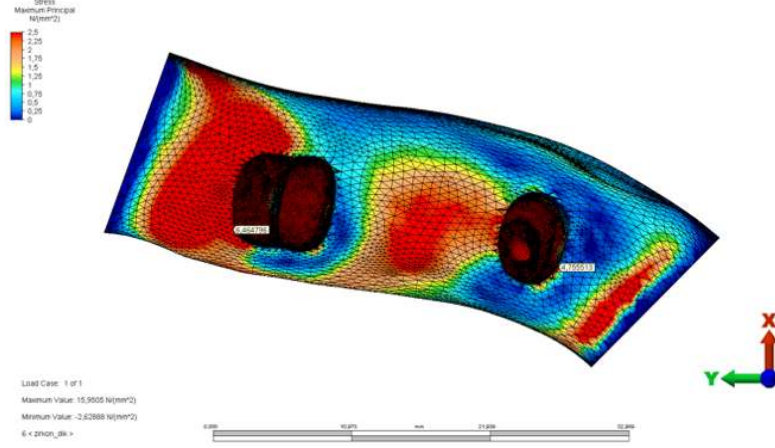


Şekil 4.48. Grup AGK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler

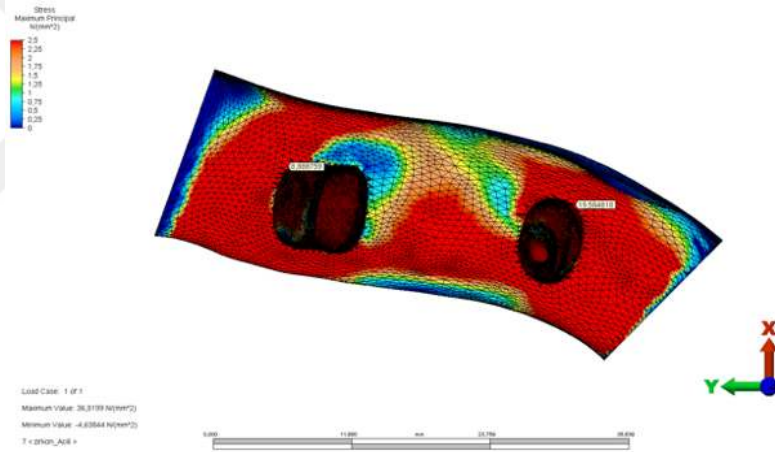


Şekil 4.49. Grup AGK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler

Grup ZGK; aksiyel kuvvet altında oluşan maximum stres değerleri premolar dişin mezial molar dişin ise distal yüzeylerinde oluşmuştur. Premolar dişin mezialinde oluşan stres 4,8 MPa, molar dişin distalinde oluşan stres ise 6,5 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.50.). Oblik kuvvet altında oluşan maximum stres ise premolar ve molar dişlerin bukkalinde ölçülmüştür. Oluşan stresler premolar dişin bukkalinde 19,6 MPa, molar dişin bukkalinde 8,9 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.51.).

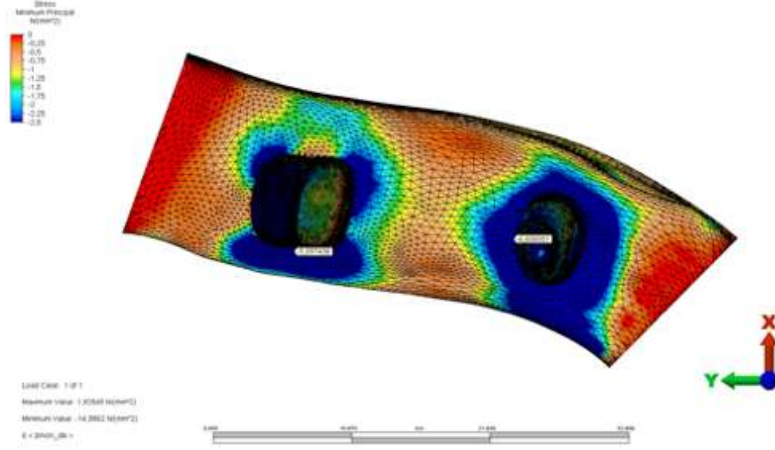


Şekil 4.50. Grup ZGK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler

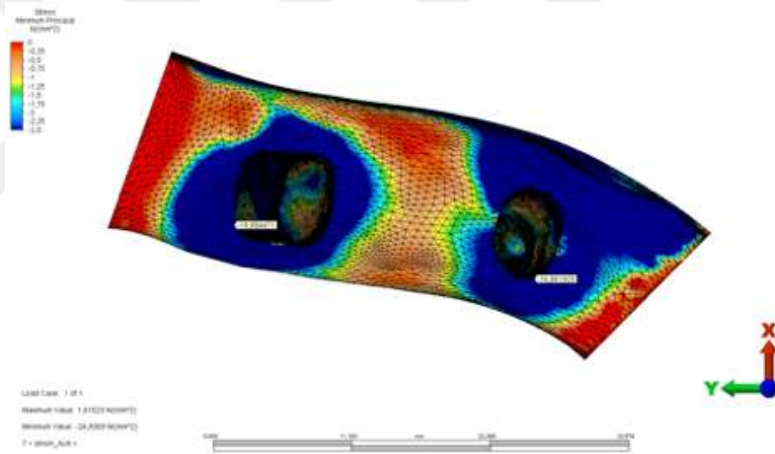


Şekil 4.51. Grup ZGK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan maximum principal stresler

Oluşan minimum principal stres değerleri aksiyel kuvvet altında premolar dişin distalinde, molar dişin ise lingualinde elde edilmiştir. Premolar dişin distali için stres 6,6 MPa, molar dişin linguali için stres 5,1 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.52.). Oblik kuvvet altında oluşan minimum stres ise premolar dişin lingualinde, molar dişin distalinde ölçülmüştür. Oluşan stresler premolar dişin lingualinde 16,7 MPa, molar dişin distalinde 20,0 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4.53.).



Şekil 4.52. Grup ZGK; aksiyel kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler



Şekil 4.53. Grup ZGK; oblik kuvvetler altında kortikal kemik yüzeyinde, premolar ve molar dişler çevresinde oluşan minimum principal stresler

5.TARTIŞMA

Çalışmamızda, altın alaşım destekli porselen ve monolitik zirkonya materyalinden tasarlanan inley destekli ve geleneksel köprülerin oluşturduğu dört farklı grup bulunmaktadır. Modeller aksiyel ve oblik olmak üzere 600 N kuvvet uygulandığında, gözlenen von Misses stres değerleri ve minimum principal stres değerleri sonlu eleman analiz yöntemi kullanılarak hesaplanmıştır. Konnektör bölgesinde, preparasyon yüzeylerinde, diş boyun bölgesinde, kök apikallerinde ve kortikal kemiğin en üst seviyesinde gözlenen stresler değerlendirilmiştir.

Uygulanan kuvvetler neticesinde mevcut modeller üzerinde, kortikal kemikte sıkışma ve gerilme oluşacağından maximum principal stres (gerilim) ve minimum principle (sıkışma) stres değerleri, diş dokusu ve protez elemanlarında sadece gerilme tipi stres görüleceğinden maximum principal (gerilim) stres değerleri karşılaştırılmıştır.

Tek diş kayıplarının neden olduğu estetik ve fonksiyonel eksiklikleri gidermek amacıyla birçok tedavi seçeneği mevcuttur. Geleneksel köprüler, implant destekli kronlar ve inley destekli köprüler, tipik olarak tek bir eksik arka dişin rehabilitasyonu için kullanılan tedavi yöntemleridir. Diş hekimliğinde konservatif tedaviye artan ilgi ile, inley destekli restorasyonlar popüler hale gelmektedir. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinin ilerlemesiyle birlikte, posterior bölgede yeterli estetik ve mekanik özelliklere sahip seramik restorasyonlar üretilabilmektedir (68). Sabit restorasyonlarda tam seramik materyallerin kullanımı hem hastalar hem de diş hekimleri açısından çok daha popüler hale gelmiştir. Biyouyumlu ve estetik açıdan tatmin edici restorasyonlara artan ilgi bu alanda daha fazla araştırma yapılmasını da beraberinde getirmiştir. Bununla birlikte kullanılan materyalin türünden bağımsız olarak kron preparasyonu pulpanın canlılığını tehlikeye atabilmekte ve uzun dönemde pulpal reaksiyonlarla sonuçlanabilmektedir (68). Tam kronlar için yapılan preparasyonda koronal diş yapısının yaklaşık %63-73'ünün kaybedildiği bildirilmektedir (69). Bu nedenle daha konservatif bir yaklaşım için inley destekli sabit protezlere yönelimde artış gerçekleşmiştir. Hastalar implant tedavisini veya geleneksel köprü alternatiflerini reddettiğinde, inley destekli köprüler uygulanabilir bir minimal invaziv alternatif olabilir. İnley destekli köprüler, ağız hijyeni iyi olan, çürüğe karşı duyarlılığı düşük ve minimum koronal diş

yüksekliği 5 mm olan hastalarda uygulanabilir (70,71). Tatarciuc ve ark. (72) tarafından yapılan çalışmada çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında bu tip köprülerin stabilitesi ve destek dişler üzerinde oluşturdıkları stres sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiştir. Analiz maksimum basınç alanlarını vurgulayarak köprü elemanları ve tutucular üzerinde yükün dağılımını ortaya çıkarmıştır. Çalışmadan elde edilen sonuçlar yükleme kuvveti tarafından belirlenen stresin protetik yapıya ve dayanak dişlere zarar veremeyeceğini göstermiştir (72). Vallitutu ve ark. (73) yaptıkları 2 yıl takipli klinik bildiride %93'lük sağkalım bildirmiştir. Chen ve ark. (74) yaptığı sistematik derlemede inley destekli köprülerin sağkalım oranlarının 3 yıl için %92,6 iken, 5 yıl için %87,9 olduğu bildirilmiştir. Rathmann ve ark.'nın (75) yaptığı prospektif klinik çalışmada 30 inley destekli köprünün 10 yıllık takibi yapılmıştır. Çalışmada bir adet başarısızlık saptanırken, bu başarısızlığın periodontal kaynaklı olması dikkat çekicidir. Bu bilgiler ışığında inley destekli köprülerin geleneksel köprülere alternatif olarak kullanabileceği görülmüştür. Ancak inley destekli köprülerin destek dişlerde neden olabileceği olası stresi değerlendiren sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (72). Ayrıca literatürde yapılan taramada inley destekli köprülerin kortikal kemikte oluşturduğu streslere ilişkin bir kaynağa ulaşılamamıştır. Bu nedenle çalışmamızda protetik yapı, destek dişler ve çevre dokuda oluşacak stres birikimi ölçülmüştür.

Alt birinci büyük azı dişleri ilk süren daimi dişlerdir ve bu dişler okluzyon ve çiğneme fonksiyonunun temelini oluşturur. En çok çürüyen ve kaybedilen azı dişi olmaları, bu dişlerin sürme zamanlarının erken çocukluk döneminin bitmesiyle örtüşmesinden kaynaklanmaktadır (76). Bu nedenle çalışmamızda 36 numaralı dişin eksikliği model olarak kullanılmıştır.

Araştırmamızda kullanılan SEA, diş hekimliğinde deneysel ortamda çözülmesi oldukça zor olan durumların, bilgisayar yardımıyla ileri düzey teoremleri hesaplayıp çözülmesine olanak sağlayan bir analiz yöntemidir (77,78). SEA yönteminin, birden fazla malzemeyi birleştiren sistemlerde yüzeyler arasındaki temasları belirleyebilmesi, analitik ve deneysel yöntemlere göre daha doğru sonuçlar verebilmesi, düzgün geometrisi olmayan malzemelerin gerçek yapısına çok yakın modeller oluşturabilmesi, sınır koşullarını kolayca uygulayabilmesi ve tekrarlanabilirliği gibi avantajları mevcuttur (79). Sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak restorasyonların mekanik olarak incelenmesi mümkün olmaktadır. İn vivo araştırma yöntemlerini kullanarak çift katmanlı sistemlerde stres konsantrasyonlarını

hesaplamak mümkün değildir, aynı zamanda kırılğan seramik materyalleri sabitleme güçlüğü olduğu için kesin sonuçlar elde edilmesi zordur (80). Bu nedenle, kırılğan malzemeler çeşitli programlara sahip bilgisayarlar kullanılarak modellenenebilir ve bu matematiksel modeller kullanılarak gerilme dağılımları görüntülenebilir. SEA, sahip olduğu birçok avantaj sayesinde son yıllarda diş hekimliğinde popüler hale gelen bir araştırma yöntemi olmuştur. SEA yöntemi, cisim üzerindeki herhangi bir noktaya uygulanan bir kuvvetin neden olduğu stresin bağımsız olarak ölçülmesini sağlar. Bu sayede modellerimiz üzerinde birçok farklı noktada stres ölçümleri yapılabilmektedir.

Doğru analiz sonuçları, gerçekçi modelleme, çevre koşullarının doğru yansıtılması, malzeme özelliklerinin doğru tanımlanması ve uygun programların kullanılmasıyla sağlanmaktadır (81). Sonlu elemanlar analizi iki boyutlu veya üç boyutlu olarak çözümlenebilir. İki boyutlu analizler geometrik modelin basitleşmesi sebebiyle çalışma zamanından tasarruf ve bilgisayarla çözümlemede kolaylık sağlasa da gerçek yapıdaki stres dağılımlarını ne ölçüde gösterebileceği tartışma konusudur. Düzensiz morfolojiye sahip ağız dokularının ve simetrik olmayan protetik yapıların sadece üç boyutlu analiziyle gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilir (82,83). Bu bilgiler doğrultusunda iç tabakaların değerlendirilebilmesi, rotasyona izin vermesi ve daha detaylı görüntülerin elde edilebilmesi için çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde yapılan çalışmaların hassasiyeti eleman ve düğüm sayısı ile doğru orantılıdır ancak sayı ne kadar büyükse analiz süresi o kadar uzun ve analiz edilecek hesaplama fonksiyonları da o kadar fazladır. Bu nedenle çalışmalarda ya eleman ve düğüm sayısı sınırlandırılır ya da çalışma alanlarındaki eleman ve düğüm sayısı artırılırken diğer alanların sayısı azaltılır (84,85). Çalışmamızda diğer çalışmalarla uyumlu olarak, 3 üyeli köprü modelinde düğüm ve eleman sayısı belirlenmiştir (86).

Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve restoratif malzemeyi mümkün olduğunca taklit etmesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak yansıtmasını sağlamaktır (87). Anlık yüklemde en fazla deforme olan yapının periodontal ligament (pdl) olduğu bilinmektedir (88). Yapmış

olduğumuz bu çalışmada oluşturulan modellerde doğal dişlerdeki fizyolojik mobilitayı yansıtmak ve sonuçlarımızın doğruluğuna katkı sağlamak amacıyla pdl de eklenmiştir.

Doğal dentisyona sahip, sağlıklı bir yetişkinde, molar bölgedeki maksimum çiğneme kuvveti 300-600 N değerleri arasındadır (89). Thompson ve ark. (90) 46 numaralı diş eksikliğinde inley destekli köprülerin kırık dayanımı değerlendirdikleri çalışmalarında lineer şekilde bir dakika süresince inley destekli köprü üzerine 400 N kuvvet uygulamıştır. Yine benzer bir çalışmada Kolbeck ve ark. (91) ise 500 N değerindeki çiğneme kuvvetini kullanmıştır. Çalışmamızda uygulanan kuvvetler ise Möllers ve ark (18) yaptığı çalışma ile paralelik göstererek tek ve üç noktadan anlık 600 N olarak uygulanmıştır. 600 N oluşabilecek maksimum kuvvet olup tüm modeller bu kuvvete dayanım göstermiştir. Uyguladığımız kuvvetteki amaç anlık olarak modeller, diş ve çevre dokularda oluşabilecek maksimum stres birikimini ölçebilmektir.

Magne ve ark. (92) altı farklı materyal ve üç farklı kavite tasarımını kullanarak yaptıkları 2 boyutlu sonlu elemanlar analizinin sonucunda bütün kavite tasarımlarında benzer stres değerleri saptamış ve kavite tasarımları arasında belirgin farklılıklar görülmemiştir. Mohsen ve ark. (24) ise inley destekli köprülerde farklı kavite tasarımlarının kırılma direnci üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmada tasarımların kırılma direnci üzerinde etkili olduğunu ancak tüm kırılma direnç değerlerinin, varsayılan maksimum çiğneme kuvvetlerinin üstünde olduğu saptanmıştır. Bu nedenler göz önüne alınarak çalışmamızda inley destekli köprüler için Thomson ve ark.'nın (37) da kullandığı okluzo-proksimal bir kutudan oluşan, yuvarlatılmış köşe ve oklüzal veya diş eti kenarlarında bevel içermeyen dikdörtgen taban ile tasarlanmış tek bir kavite tasarımı üzerinden modeller elde edilmiştir.

Konnektör bölgesi sabit bölümlü protezlerde stresin yoğunlaştığı alanlar olarak bilinmektedir (72,93–96). Alt ikinci premolar diş eksikliğinde modellenen inley destekli köprünün değerlendirildiği bir SEA çalışmasında, en yoğun stres birikiminin konnektör bölgelerinde bulunduğu saptanmıştır (72). Magne ve ark.'nın (92) çalışmasında ise stres distal konnektörde daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca Rappelli ve ark. (93) inley destekli köprülerde üç boyutlu stres analizi yapmışlardır ve in vitro mekanik test araçları ile analizi doğrulamışlardır. Çalışmanın sonucunda, sonlu elemanlar stres analizi molar konnektör

bölgesinde maksimum stres değeri göstermiştir (93). Stresin her iki konnektör alanında dağıldığı ve bir de proksimal kutuların altındaki premolar ve molar bölgelerini kapsadığı görülmüştür (93). Bu çalışmalara ilave olarak Kelly ve ark. (96), tam porselen sabit bölümlü protezlerde başarısızlığın başlangıç noktasını sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişler ve en yoğun stres birikiminin gözlendiği konnektörün gingival yüzeyinin, kırık başlangıç noktası olduğunu bildirmişlerdir. Yapmış olduğumuz bu çalışmada da benzer şekilde gerek geleneksel gerekse inley destekli köprülerde, kullanılan materyallerden bağımsız olarak en yoğun stres birikiminin distal konnektör bölgesinde olduğu tespit edilmiştir.

Çalışmamızda aksiyel kuvvet altında konnektör bölgesinde oluşan stresi değerlendirdiğimizde, inley destekli köprü modelleri geleneksel köprü modellerine kıyasla daha düşük stres birikimi göstermiştir. Bununla birlikte altın destekli porselen grupları monolitik zirkonyaya kıyasla her iki model şeklinde de daha düşük stres birikimi sergilemiştir. Oblik kuvvetler altında altın alaşım destekli porselen modelleri arasında fark gözlenmezken, monolitik zirkonya inley köprüler geleneksel köprülere kıyasla daha yüksek stres birikimi göstermiştir. Materyaller birbirleriyle kıyaslandığında ise monolitik zirkonya daha yüksek stres birikimi göstermiştir. Yossef ve ark. (97) yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında krom-kobalt destekli porselen ve monolitik zirkonyadan tasarlanan inley destekli köprüleri kıyaslamıştır. Yapılan analizde krom kobalta kıyasla daha düşük elastisite modülüne sahip zirkonya modellerin konnektör bölgesinde daha düşük stres birikimi sergilediği gösterilmiştir (97). Özkır (98) restorasyon ve dişteki stres konsantrasyonlarını ve dağılımlarını değerlendirmek için üç boyutlu sonlu elemanlar analizini kullanarak yaptığı çalışmada, yüksek elastisite modülüne sahip materyallerde yüksek stres birikimi oluştuğunu göstermiştir. Restorasyon materyali, restorasyon ve dişteki stres seviyelerini etkilerken, stres konsantrasyon alanları hemen hemen aynı kalmıştır. Bu sonuçlar çalışmamızda ulaşılan sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Ayrıca restorasyon materyalinin kalınlığından ziyade elastisite modülünün stres konsantrasyonları üzerinde etkili olduğu bilinmektedir (99,100). Çalışmamızla da paralellik göstererek Fonceca ve ark. (100), Dejak ve ark. (101), ve Lin ve ark. (102) yaptıkları çalışmalarda zirkonyum gibi yüksek elastisite modüllü malzemelerin stresleri biriktirme eğilimindeyken, altın gibi düşük elastik modüllü malzemelerin stresleri ilettiğini bildirmiştir .

Çalışmamız sonucunda inley destekli köprü preparasyon yüzeylerinde aksiyel ve oblik kuvvetler altında oluşan stres birikimine bakıldığında, aksiyel kuvvet altındaki premolar kavite dışında ZİK grubunun oluşturduğu stresin AİK grubuna göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Costa ve ark. (103) yaptıkları çalışmada farklı materyaller ile tasarladıkları inleylerde oluşan stresi değerlendirmiştir. Mikrohibrit kompozit, indirekt kompozit rezin, lityum disilikat cam seramik ve tip III altın alaşım kullanılan çalışmada diş yüzeyinde oluşan stresler değerlendirilmiştir. Çalışmamızla benzer şekilde düşük elastisite modülüne sahip yapıların diş yüzeylerine ilettikleri stresin daha düşük olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Geleneksel köprü preparasyon yüzeyinde oluşan stres dağılımı incelendiğinde, tüm modellerde, servikal üçte birlik kısmında en yüksek stres değerleri görülmüştür. Bu alan, yükleme sırasında kırılma hattının gelişmesine daha yatkındır ve bu sonuç diğer SEA çalışmaları ile uyumludur (104–106). Bunun nedenin Belli ve ark. (104) yaptığı çalışmada, servikal daralma ve servikal bölgenin çiğneme yükü uygulamasında bir dayanak noktası görevi görerek stres yoğunluğuna yol açması olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda oluşan stres yoğunluklarına bakıldığında; ZGK grubunun, AGK grubuna oranla daha yüksek stres birikimi gösterdiği gözlenmiştir. Bu sonuçlar inley modelleriyle de uyumluluk göstermektedir. Ayrıca Jager ve ark.'nın (107) yaptığı çalışmada benzer sonuçlar elde edilerek altın alt yapılı gruplarda zirkonyaya göre daha düşük stres birikimi gözlemlendiği bildirilmiştir. Çalışmamızda boyun bölgesinde oluşan streslere bakıldığında inley destekli köprülerin geleneksel köprülere göre daha yüksek stres biriktirdiği gözlenmiştir. Bunun sebebinin geleneksel köprülerin stresi daha eşit dağıtması ile ilgili olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca boyun bölgesindeki stres oluşumunu materyaller bazında incelediğimizde, monolitik zirkonya modellerin altın alaşım destekli porselen modellere göre daha düşük stres oluşturduğu gözlenmiştir. Bu sonucun rijit protetik materyallerin boyun bölgesinde daha az harekete neden olmasından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmada ayrıca, literatürde eksik bulunan apikalde ve kortikal kemikte oluşan streslerin karşılaştırılması hedeflenmiştir. Yapılan çalışmalarda elde edilen verilere göre, her iki yapıda da streslerin ortaya çıkışı ve etkileri farklılıklar göstermektedir (80). Apikal bölgede stres doku sıvılarındaki basınç değişiklikleri ve periodontal ligamentin yüklenmesinden

kaynaklanırken, kortikal kemikte daha çok mekanik yüklenme ve dejeneratif süreçler temel etkenlerdir (108).

Apikal stresler, periodontal hastalıkların patogenezi ve tedavisi açısından önemli bir rol oynamaktadır (109). Apikal streslerin yönetimi, diş köklerinin sağlığı ve periodontal ligamentlerin korunmasına katkı sağlar (110). Ayrıca, apikal streslerin etkili bir şekilde yönetilmesi, inflamasyon ve iltihaplanma riskinin azaltılmasına ve apikal periodontitis veya apikal abse gibi komplikasyonların önlenmesine yardımcı olur (111). Bu nedenle çalışmamızda apikalde oluşan stresler değerlendirilmiştir. Apikalde oluşan stres dağılımları incelendiğinde; AİK ve AGK gruplarının ZİK ve ZGK gruplarına göre daha düşük seviyede stres gösterdiği gözlemlenmiştir. Bu durum ise elastisite modülü daha yüksek olan malzemelerin, gerilmeleri kökün daha derin kısmına aktarma eğilimiyle açıklanabilir (112). Özkır (98) farklı materyallerle üretilen inleylerde stres dağılımına baktığı çalışmada, çalışmamızla benzer şekilde düşük elastisite modülüne sahip materyallerin apikalde daha düşük stres meydana getirdiğini göstermiştir.

Kortikal kemikler, vücudun iskelet yapısında önemli bir rol oynar ve mekanik yüklenmelere karşı dayanıklılık sağlar. Kortikal kemiklerde meydana gelen stresler, kemik yoğunluğunu ve dayanıklılığını etkileyebilir. Aşırı yüklenme ve yorgunluk nedeniyle kortikal kemiklerde fissür ve fraktür oluşumu riski artar. Bu nedenle, kortikal kemiklerdeki streslerin yönetimi, kemik sağlığını korumak ve iskelet sisteminin işlevselliğini sürdürmek için önemlidir (113). Kortikal kemikte oluşan stresin etkilerinin değerlendirilmesi, bu yapıların tedavide ve koruyucu önlemlerde dikkate alınmasını sağlar. Kortikal kemiklerin yoğunluğu ve yapısal özellikleri nedeniyle bu bölgelerde oluşan streslerin daha yaygın olduğu gözlenmektedir (114). Çalışmamızda da benzer şekilde, kullanılan materyaller ve köprü tasarımlarından bağımsız olarak oluşan stresin yaygın ve değişken olduğu görülmektedir. Dikkat çekici bir nokta ise, oluşan hiçbir stresin Kaleli ve ark. (115) tanımladığı yıkıcı etki miktarı olan 100-121 MPa değerinin üstünde olmamasıdır. Ayrıca uzun dönem takiplerde alınabilecek üç boyutlu tomografiler ile kemik rezorpsiyonu takip edilebilir.

Modellerde oluşan stres değerlerinde oblik kuvvetlerin oluşturduğu stres aksiyel kuvvetlerin oluşturduğu değerlere kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Bunun nedeni periodontal

ligamentlerin aksiyel kuvvetlere karşı daha dirençli olması olabilir (88). Diğer bir neden ise aksiyel kuvvetler altında meydana gelen basıncın restoratif materyal, periodontal ligament ve kemik ara yüzünde absorbe edilmesi olabilir (98).

Literatürü incelediğimizde Jager ve ark. (107), Costa ve ark. (103) ve Özkır (98) yaptıkları sonlu eleman analiz çalışmalarında siman aralığını modeller üzerine tanımlamışlardır. Tatarciuc ve ark. (72), Zheng ve ark. (116) ve Möllers ve ark. (18) ise yaptıkları çalışmalarda siman aralığını ihmal etmiştir. Benzer şekilde çalışmamızda da siman aralığının stresi etkilemeyeceği düşüncesiyle siman aralığı ihmal edilmiştir (117).

Bu çalışmanın sınırlılıkları, ölçülen streslerin anlık kuvvet altında değerlendirilmesi ve ağız ortamının tam olarak taklit edilememesidir. Bununla birlikte, SEA'nın dezavantajları arasında, bu programların sık sık yenilenmesi gerektiği ve daha sağlıklı sonuçlar elde etmek için en son sürümlerinin kullanılması gerektiği gerçeği yer almaktadır. Kullanılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağlıdır ve sonuçlar farklı değerler kullanıldığında araştırmadan araştırmaya değişkenlik gösterebilir (64,118). Bu nedenle, SEA analizi yaparken, kullanılan malzemeler ve kuvvetlerin girişleri dikkatle belirlenmeli ve sonuçların doğruluğunu etkileyebilecek değişkenler dikkate alınmalıdır. Ayrıca materyal ve tasarım farklılıklarının etkilerinin değerlendirildiği ileri in vivo ve in vitro çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır (116).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Alt çene birinci molar diş eksikliğinde planlanan inley destekli ve geleneksel köprülerin, monolitik zirkonya ve altın alaşım destekli porselen materyalleri ile oluşturulan modellerinde, konnektör bölgesinde, preparasyon yüzeylerinde, diş boyun bölgesinde ve kortikal kemiğin en üst seviyesinde oluşturdukları streslerin değerlendirilmesi amacıyla yapmış olduğumuz SEA çalışmasının sınırları dahilinde elde ettiğimiz sonuçlara göre;

1. Uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler altında konnektör bölgesinde geleneksel köprüler inley destekli köprülere göre daha yüksek stres birikimi göstermiştir. Altın alaşım destekli porselen grupları ise zirkonya gruplarına göre daha yüksek stres birikimi göstermiştir.
2. Hem geleneksel köprü hem de inley destekli köprü gruplarında, preparasyon yüzeylerinde monolitik zirkonya grupları, altın alaşım destekli porselen gruplarına göre daha yüksek stres birikimi göstermiştir.
3. Hem geleneksel köprü hem de inley destekli köprü gruplarında apikalde oluşan streslerde monolitik zirkonya, altın alaşıma göre daha yüksek stres birikimi göstermiştir.
4. Boyun bölgesinde oluşan streslerde monolitik zirkonya altın alaşım destekli gruplarına kıyasla, geleneksel köprüler ise, inley destekli köprülere kıyasla daha düşük stres birikimi göstermiştir.
5. Tüm gruplarda kortikal kemikte oluşan stres, yıkıcı kuvvetin altındadır.
6. Tüm gruplarda oblik kuvvetlerin oluşturdukları stres değerleri aksiyel kuvvetlere göre yüksek bulunmuştur.

Yapılan çalışmanın sınırları dahilinde altın alaşım destekli porselen ve monolitik zirkonya materyalinden üretilen inley destekli ve geleneksel köprülerin diş ve çevre dokularında yıkıcı strese neden olmadığı görülmüştür. Geleneksel köprüler günümüzde altın standart kabul edilmektedir. Ancak inley destekli köprülerin oluşturdukları strese bakıldığında minimal invaziv yaklaşımın tercih edildiği durumlarda geleneksel köprülere iyi bir alternatif olabileceği düşünülmektedir. Bununla birlikte, ağız içi ortamın taklit edildiği in vitro çalışmaların yanı sıra, uzun dönemli klinik takip çalışmalarına da ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Mumghamba EG, Fabian FM. Tooth loss among habitual chewing-stick and plastic toothbrush users in the adult population of Mtwara, rural Tanzania. *Int J Dent Hyg.* 2005;3(2):64–9.
2. Javaheri DS. Replacement of an anterior tooth with a fiber-reinforced resin bridge. *Compend Contin Educ Dent.* 2001 Jan;22(1):68–70, 72, 74.
3. Abou Tara M, Eschbach S, Wolfart S, Kern M. Zirconia ceramic inlay-retained fixed dental prostheses - first clinical results with a new design. *J Dent.* 2010/12/24. 2011 Mar;39(3):208–11.
4. Johnston JF, Phillips RW and Dykema RW. *Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics* Ed. 2, Philadelphia 1965; W. B. Saunders Company:5-6.
5. COTERT H, OZTURK B. Posterior bridges retained by resin-bonded cast metal inlay retainers: a report of 60 cases followed for 6 years. *J Oral Rehabil.* 1997 Sep;24(9):697–704.
6. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):503–9.
7. Lutz F, Gohring TN. Fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: maximum preservation of dental hard tissue. *J Esthet Dent.* 2000;12(3):164–71.
8. McDonald R, Avery D. *Dentistry for the child and adolescent.* St Louis Elsevier. 1999;(7):543–65.
9. Rosentiel S, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* C V Mosby Co. 2001;643–72, 697–706.

10. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry. Practice Fundamentals. Implant Dent. 1995;4(1):67–8.
11. Persson R, Svensson A. Assessment of tooth mobility using small loads: I. Technical devices and calculations of tooth mobility in periodontal health and disease. J Clin Periodontol. 1980 Aug;7(4):259–75.
12. Kermanshah H, Geramy A, Ebrahimi SF, Bitaraf T. IPS-Empress II inlay-retained fixed partial denture reinforced with zirconia bar: Three-dimensional finite element and in-vitro studies. Acta Odontol Scand. 2012;70(6):569–76.
13. Keban S, Turker SB. The Clinical Success of Inlay-Retained Fixed Partial Dentures. Clin Exp Heal Sci. 2016;6(4):178–86.
14. Yerliyurt K. Restoratif Diş Hekimliğinde Zirkonyum Uygulamaları. Kocatepe Tıp Derg. 2014;15(2):202–6.
15. Hussein LA. Finite Element Analysis Of Different Composite Resin MOD Inlays. J Am Sci. 2013;9(8):422–8.
16. Mühlemann HR. Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol. 1951;4(10):1220–33.
17. Mühlemann HR. Tooth Mobility: The Measuring Method. Initial and Secondary Tooth Mobility. J Periodontol. 1954 Jan;25(1):22–9.
18. Möllers K, Parkot D, Kirsten A, Güth JF, Edelhoff D, Fischer H. Influence of tooth mobility on critical stresses in all-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses: A finite element study. Dent Mater. 2012;28(2):146–51.
19. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J, Lang S. Contemporary Fixed Prosthodontics. 2001.

20. Adell R. Tissue integrated prostheses in clinical dentistry. *Int Dent J*. 1985 Dec;35(4):259–65.
21. 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(3):293–300.
22. Moscovitch M. Molar restorations supported by 2 implants: an alternative to wide implants. *J Can Dent Assoc*. 2001 Oct;67(9):535–9.
23. Gómez-de Diego R, Mang-de la Rosa M del R, Romero-Pérez M-J, Cutando-Soriano A, López-Valverde-Centeno A. Indications and contraindications of dental implants in medically compromised patients: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2014 Sep;19(5):e483-9.
24. Mohsen CA. Fracture resistance of three ceramic inlay-retained fixed partial denture designs. An in vitro comparative study. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2010 Oct;19(7):531–5.
25. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of fixed prosthodontics. 1997. 6:316-20.
26. Koth DL. Full crown restorations and gingival inflammation in a controlled population. *J Prosthet Dent*. 1982 Dec;48(6):681–5.
27. Hebel K, Gajjar R, Hofstede T. Single-tooth replacement: bridge vs. implant-supported restoration. *J Can Dent Assoc*. 2000 Sep;66(8):435–8.
28. Creugers NH, Käyser AF, van 't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1994 Dec;22(6):448–52.
29. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures:

- length of service and reasons for replacement. J Prosthet Dent. 1986 Oct;56(4):416–21.
30. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. J Am Dent Assoc. 1970 Dec;81(6):1395–401.
 31. Misch C. Dental Implant Prosthetics-E-Book. Elsevier Health Sciences; 2014.
 32. Bergenholtz G, Nyman S. Endodontic complications following periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. J Periodontol. 1984 Feb;55(2):63–8.
 33. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. 2004. 183–9 p.
 34. Eskimez Ş. Adeziv köprüler ve klinik uygulamalar. Adeziv Köprüler ve Klinik Uygulamaları. İstanbul: Quintessence Yayıncılık; 2008. 75–118 p.
 35. Monaco C, Cardelli P, Özcan M. Inlay-retained zirconia fixed dental prostheses: Modified designs for a completely adhesive approach. J Can Dent Assoc (Tor). 2011.
 36. Karaalioglu O, Yeşil Z. Fiberle guclendirilmiş kompozitlerin sabit bolumlu protez yapımında kullanımları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2008;2:70–7.
 37. Thompson MC, Thompson KM, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: a literature review. Aust Dent J. 2010 Jun;55(2):120–7; quiz 231.
 38. Sarıdag S, Ozyeşil A. Metal seramik ve tam seramik inley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi. SÜ Dishek Fak Derg. 2009;18:136–42.
 39. Knosp H, Holliday RJ, Corti CW. Gold in dentistry: Alloys, uses and performance. Gold Bull. 2003;36(3):93–102.

40. Harder S, Wolfart S, Eschbach S, Kern M. Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent*. 2010 Nov;38(11):875–81.
41. Stevenson RG 3rd, Refela JA. Conservative and esthetic cast gold fixed partial dentures-inlay, onlay, and partial veneer retainers, custom composite pontics, and stress-breakers: part I: fundamental design principles. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent* . [et al]. 2009;21(6):365–74.
42. German RM. Gold alloys for porcelain-fused-to-metal dental restorations. *Gold Bull*. 1980;13(2):57–62.
43. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Indirect Restorative Materials. In: Phillips' science of dental materials. St. Louis, USA: Elsevier Health Sciences; 2012. p. 367–96.
44. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):viii–ix, 545–62.
45. Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Labaig-Rueda C, Martínez-González A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006 May;11(3):E297-302.
46. Scientific Documentation: IPS e.max Press. Research and Development Scientific Service; Ivoclar 2005.
47. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselenler II. *GÜ Dişhek Fak Derg*. 2005;22(1):49–60.
48. ULU H, BAYINDIR F. MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2015 Jun 16;25.
49. Berthelsen CL, Stilley KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *J Am Dent Assoc*. 2000 Jan;131(1):59–66.

50. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, et al. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012 Feb;100(2):447–56.
51. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *J Dent*. 2013 Dec;41(12):1164–74.
52. Yoon H-I, Yeo I-S, Yi Y-J, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S. Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Dec;40:369–74.
53. Bömicke W, Rathmann F, Pilz M, Bermejo JL, Waldecker M, Ohlmann B, et al. Clinical Performance of Posterior Inlay-Retained and Wing-Retained Monolithic Zirconia Resin-Bonded Fixed Partial Dentures: Stage One Results of a Randomized Controlled Trial. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2020 Sep.
54. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013 Dec;29(12):1201–8.
55. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig*. 2017 May;21(4):1165–72.
56. Shigley J. *Mechanical Engineering Design*. McGraw-Hill. Singapore: First Metric Ed.; 1986.
57. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Derg*. 2010;11:8–23.
58. Yue X, Wang L, Wang R, Zhou F. Finite Element Analysis on Strains of Viscoelastic Human Skull and Duramater. *Moratal D*. 2010. 1–43 p.

59. Logan D. First course in the finite element method. 5th editio. Nelson Education Ltd; 2007.
60. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg. 2009 Jul;20(4):1173–7.
61. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. J Prosthet Dent. 2004 Nov;92(5):434–40.
62. Clough R, Martin H, Topp L, Turner Mjj. Stiffness and deflection analysis of complex structures.
63. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet dentis. 2001 Jun;85(6):585–98.
64. Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2014;175–80.
65. Ebrahimi F. Finite element analysis-new trends and developments. Intech; 2012. 5–20 p.
66. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. Angle Orthod. 2003 Feb;73(1):12–20.
67. Ulusoy M, Ak A. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üni. Ankara; 2003. 487–509 p.
68. Mustafaoğlu E, Ünal Ö, Bağış B. Computer-aided Design and Computer-aided Manufacturing Restorations with Minimal Invasive Approaches. Int J Prosthodont Restor Dent. 2018;10(1):39–43.

69. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2002 [cited 2019 Nov 22];87(5):503–9.
70. Augusti D, Augusti G, Borgonovo A, Amato M, Re D. Inlay-retained fixed dental prosthesis: a clinical option using monolithic zirconia. *Case Rep Dent*. 2014;2014.
71. Monaco C, Cardelli P, Bolognesi M, Scotti R, Ozcan M. Inlay-retained zirconia fixed dental prosthesis: clinical and laboratory procedures. *Eur J Esthet Dent*. 2012;7(1):48–60.
72. Tatarciuc M, Maftai GA, Vitalariu A, Luchian I, Martu I, Diaconu-Popa D. Inlay-Retained Dental Bridges—A Finite Element Analysis. *Appl Sci*. 2021;11(9):3770.
73. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent*. 2000;84(4):413–8.
74. Chen J, Cai H, Suo L, Xue Y, Wang J, Wan Q. A systematic review of the survival and complication rates of inlay-retained fixed dental prostheses. *J Dent*. 2017;59:2–10.
75. Rathmann F, Bömicke W, Rammelsberg P, Ohlmann B. Veneered zirconia inlay-retained fixed dental prostheses: 10-year results from a prospective clinical study. *J Dent*. 2017;64:68–72.
76. Khan AA. The permanent first molar as an indicator for predicting caries activity. *Int Dent J*. 1994;44(6):623–7.
77. Hughes TJR. The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis. Courier Corporation; 2012.
78. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian*

J Dent Res. 2010;21(3):425.

79. Geng J, Yan W, Xu W. Application of the finite element method in implant dentistry. Springer Science & Business Media; 2008.
80. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat Rec part a Discov Mol Cell Evol Biol an Off Publ Am Assoc Anat. 2003;275(2):1081–101.
81. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS. 3rd ed. Prentice Hall; 2007.
82. Poiate IAVP, Vasconcellos AB, Andueza A, Pola IR V, Poiate Jr E. Three dimensional finite element analyses of oral structures by computerized tomography. J Biosci Bioeng. 2008;106(6):606–9.
83. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent. 2008;36(7):463–71.
84. Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. Dent Mater. 2011;27(6):590–7.
85. Correia ARM, Fernandes JCS, Campos JCR, Vaz MAP, Ramos NVM. Stress analysis of cantilever-fixed partial denture connector design using the finite element method. Rev Odonto Ciência. 2009;24(4):420–5.
86. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. Acta Biomater. 2009;5(8):3231–9.
87. Aydınlık E, Şahin E. Diş Hekimliğinde Stres Analizleri. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 1977;1(1):78–85.
88. Wagle N, Do NN, Yu J, Borke JL. Fractal analysis of the PDL-bone interface and

- implications for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2005;127(6):655–61.
89. Bakke M, MICHLER L, Han KE, Möller E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. *Eur J Oral Sci*. 1989;97(6):539–51.
 90. Thompson MC, Sornsuwan T, Swain M V. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 4. Fracture surface analyses of an experimental model, all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. *Aust Dent J*. 2013;58(2):141–7.
 91. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. In vitro examination of the fracture strength of 3 different fiber-reinforced composite and 1 all-ceramic posterior inlay fixed partial denture systems. *J Prosthodont*. 2002;11(4):248–53.
 92. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent*. 2002;87(5):516–28.
 93. Rappelli G, Scalise L, Procaccini M, Tomasini EP. Stress distribution in fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2005;93(5):425–32.
 94. Yang H-S, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):721–8.
 95. Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi PY, Fuentes R, Borie E. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(6).
 96. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res*. 1995;74(6):1253–8.

97. Yossef SA, Galal RM, Alqahtani WMS, Alluqmani AA, Abdulsamad MA, Alsharabi OH, et al. Comparison between two materials for the fabrication of modified design for posterior inlay-retained fixed dental prosthesis: A finite element study. *J Int Oral Heal*. 2018;10(2):88.
98. Özkir SE. Effect of restoration material on stress distribution on partial crowns: A 3D finite element analysis. *J Dent Sci*. 2018;13(4):311–7.
99. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):652–61.
100. Fonseca RB, Fernandes-Neto AJ, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *J Prosthet Dent*. 2007;98(4):277–84.
101. Dejak B, Młotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent*. 2003;90(6):591–7.
102. Lin C-L, Chang Y-H, Liu P-R. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: a finite element study. *J Dent*. 2008;36(3):194–203.
103. Costa VCD, Machado AC, Soares P V, Raposo LH, Vasconcellos AB. Influence of material and loading location on stress distribution of inlays. *Am J Dent*. 2021;34(3):171–6.
104. Belli S, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Effect of different treatment options on biomechanics of immature teeth: a finite element stress analysis study. *J Endod*. 2018;44(3):475–9.
105. Bucchi C, Marcé-Nogué J, Galler KM, Widbiller M. Biomechanical performance of an immature maxillary central incisor after revitalization: a finite element analysis. *Int Endod J*. 2019;52(10):1508–18.

106. Davide A, Raffaella A, Marco T, Michele S, Syed J, Massimo M, et al. Direct restoration modalities of fractured central maxillary incisors: A multi-levels validated finite elements analysis with in vivo strain measurements. *Dent Mater*. 2015;31(12):e289–305.
107. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater*. 2006;22(3):234–42.
108. Nanci A. Ten Cate's Oral Histology-e-book: development, structure, and function. Elsevier Health Sciences; 2017.
109. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol*. 1972;33(6):952–60.
110. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*. 2001;71(2):127–31.
111. Skedros JG, Hunt KJ. Does the degree of laminarity correlate with site-specific differences in collagen fibre orientation in primary bone? An evaluation in the turkey ulna diaphysis. *J Anat*. 2004;205(2):121–34.
112. Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. *J Prosthet Dent*. 2010;103(6):343–51.
113. Sasaki T, Garant PR. Structure and organization of odontoblasts. *Anat Rec An Off Publ Am Assoc Anat*. 1996;245(2):235–49.
114. Petersen PE. The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century—the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol*. 2003;31:3–24.
115. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral

- bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):437–45.
116. Zheng Z, Lin J, Shinya A, Matinlinna JP, Botelho MG, Shinya A. Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. *J Investig Clin Dent*. 2012;3(4):291–7.
117. Xu XS, Zhong WX, Zhang HW. The Saint-Venant problem and principle in elasticity. *Int J Solids Struct*. 1997;34(22):2815–27.
118. TAŞKINSEL E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2014;24(Supplement 8):131–5.