T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI ÜST YAPI MATERYALLERİ VE SİMANLARIN, FARKLI SABİT PROTEZLER ÜZERİNDEKİ STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

SELİN ERTEM AYDIN

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. CUMHUR KORKMAZ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

DOKTORA TEZİ
NİSAN/2026

İTHAF

Sevgili eşim ve canım aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora yolculuğum boyunca çalışmamın tüm aşamalarında bilgi birikimi ve deneyimiyle yol gösteren; bilimsel yaklaşımıyla düşünce sistematiğimi geliştiren, rehberliğiyle çalışmama değer katan; destekleyici tutumuyla her zaman yanımda hissettiğim; akademik katkılarının yanı sıra mesleki duruşumun şekillenmesinde de önemli payı bulunan kıymetli danışmanım Sayın Doç. Dr. Cumhur KORKMAZ'a

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübeleriyle bana rehberlik eden saygıdeğer hocam Sayın Prof. Dr. Arzu ATAY'a**,**

Bilgi ve deneyimiyle mesleki gelişimime değerli katkılar sunan değerli hocam, Sayın Doç. Dr. Sibel DİKİCİER'e ve Sağlık Bilimleri Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı öğretim üyelerine,

Tez jürimde yer alan değerli öğretim üyesi Doç. Dr. ERSİN YILDIRIM'a,

Süreç boyunca dayanışmaları, emeği ve arkadaşlıklarıyla yanımda olan tüm asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere ulaşmamı mümkün kılan; sevgileriyle yüreğimi, emekleriyle yolumu büyüten; her adımda arkamda duran ve desteğini hiç eksik etmeyen canım annem Sevgi ERTEM ve canım babam Burhan ERTEM'e**,**

Her zaman desteği ve anlayışıyla yanımda olan meslektaşım ve canım kardeşim Dr. Öğr. Üyesi Emre ERTEM'e,

Doktora sürecimin her döneminde koşulsuz desteğini hissettiren; emek, sabır ve anlayışıyla yükümü hafifleten; varlığıyla bana güç veren sevgili eşim Emre AYDIN'a gönülden teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

İTHAF iv
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER vi
TABLOLAR LİSTESİ ix
ŞEKİLLER LİSTESİ x
SİMGELER VE KISALTMALAR xii
ÖZET xiv
ABSTRACT xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. DİŞ EKSİKLİKLERİNDE SABİT PROTETİK TEDAVİ SEÇENEKLERİ 3
2.1.1. Diş Destekli Sabit Protezler 3
2.1.1.1. Tanım ve temel prensipler 3
2.1.1.2. Diş destekli sabit protetik restorasyonların endikasyonları ve kontrendikasyonları 4
2.1.2. İmplant Destekli Sabit Protezler 5
2.1.2.1. Dental implantların tanımı ve tarihçesi 5
2.1.2.2. Osseointegrasyon tanımı ve dental implantların başarı kriterleri: 6
2.1.2.3. Dental implantların endikasyonları ve kontrendikasyonları: 6
2.1.2.4. İmplant destekli protezlerin sınıflandırılması. 7
2.2. DENTAL SERAMİKLER 9
2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihi 9
2.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı 10
2.3. TAM SERAMİK SİSTEMLER 11
2.3.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması 12
2.3.1.1. Cam matriks seramikler. 12
2.3.1.2. Polikristalin seramikler 17
2.3.1.3. Rezin matriks seramikler 19
2.3.2. Tam Seramik Sistemlerin Avantaj ve Dezavantajları 21
2.3.3. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyon ve Kontrendikasyonları 22
2.4. REZİN SİMANLAR 23
2.4.1. Rezin Simanların Genel Özellikleri 23
2.4.2. Rezin Simanların Sınıflandırılması 24

2.4.2.1. Polimerizasyonlarına göre sınıflandırma 25
2.4.2.2. Adeziv sistemlerine göre sınıflandırma 26
2.5. STRES ANALİZİ İLE İLGİLİ TEMEL KAVRAMLAR 28
2.5.1. Kuvvet 28
2.5.2. Stres (Gerilme) 28
2.5.3. Elastiklik Modülü (Young's Modulus) 29
2.5.4.Gerinim-Deformasyon 29
2.5.5. Hooke Kanunu 30
2.5.6. Poisson Oranı 31
2.5.7. von Mises Stresi 31
2.5.8. Asal Stresler (Principal Stresses) 31
2.6. STRES ANALİZİ YÖNTEMLERİ 32
2.6.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi 33
2.6.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Aşamaları 34
2.6.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Avantaj ve Dezavantajlar 36
3. GEREÇ VE YÖNTEM 38
3.1. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İÇİN MODELLERİN HAZIRLANMASI 39
3.1.1. Mandibular Kemik, Diş, Prepare Diş, ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi 39
3.1.2. İmplant ve Üst Yapının Modellenmesi 42
3.1.3. Çalışma Modellerinin Oluşturulması 43
3.1.4. Çalışma Modelleri 45
3.2. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İÇİN MATEMATİKSEL MODELLERİN ELDE EDİLMESİ 48
3.3. MALZEME VE DOKU ÖZELLİKLERİN TANIMLARI 49
3.4. YÜKLEME SENARYOLARI VE SINIR KOŞULLARI 50
3.5 SISTEMLERIN BIRLEŞTIRILMESI VE PARÇALAR ARASI BAĞLANTI DURUMU 51
4. BULGULAR 53
4.1. MODEL 1 SONUÇLARI 53
4.1.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 1 Analiz Sonuçları 53
4.1.2 Oblik Kuvvet Altında Model 1 Analiz Sonuçları 55
4.1.3. Model 1 İçin Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması 56
4.2. MODEL 2 SONUÇLARI 57
4.2.1 Vertikal Kuvvet Altında Model 2 Analiz Sonuçları 57
4.2.2. Oblik Kuvvet Altında Model 2 Analiz Sonuçları 58

4.2.3. Model 2 İçin Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması 59
4.2.4. Model 1 ve Model 2 Karşılaştırılmalı Değerlendirilmesi 60
4.3. MODEL 3 SONUÇLARI 62
4.3.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 3 Analiz Sonuçları 62
4.3.2. Oblik Kuvvet Altında Model 3 Analiz Sonuçları 63
4.3.3. Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması 65
4.4. MODEL 4 SONUÇLARI 66
4.4.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 4 Analiz Sonuçları 66
4.4.2. Oblik Kuvvet Altında Model 4 Analiz Sonuçları 67
4.4.3. Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması 69
4.4.4. Model 3 ve Model 4 Karşılaştırılmalı Değerlendirilmesi 70
4.5. MODEL 5 SONUÇLARI 72
4.5.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 5 Analiz Sonuçları 72
4.5.2. Oblik Kuvvet Altında Model 5 Analiz Sonuçları 74
4.5.3. Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması 75
4.6. MODEL 6 SONUÇLARI 76
4.6.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 6 Analiz Sonuçları 76
4.6.2. Oblik Kuvvet Altında Model 6 Analiz Sonuçları 77
4.6.3. Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması 78
4.6.4. Model 5 ve Model 6 Karşılaştırılmalı Değerlendirilmesi 80
5. TARTIŞMA 82
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 101
KAYNAKLAR 103

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3.1: Çalışma modelleri 44

Tablo 3.2: Modellere ait sonlu eleman ve düğüm sayıları 49

Tablo 3.3: Analizde kullanılan malzemelerin özellikleri 49

Tablo 4.1: Model 1'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa) 56

Tablo 4.2: Model 2'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa) 59

Tablo 4.3: Model 3'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa) 65

Tablo 4.4: Model 4'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa) 69

Tablo 4.5: Model 5'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa) 75

Tablo 4.6: Model 6'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa) 78

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1: Mandibula kemik modeli 38

Şekil 3. 2: Kortikal kemik 40

Şekil 3.3: Mandibular dişler 41

Şekil 3.4: Mandibular prepare dişler 41

Şekil 3.5: Üst yapılar 42

Şekil 3.6: Model 1 (a) Prepare edilmiş kanin modeli (b) Diş üstü kuron modeli 45

Şekil 3.7: Model 2 (a) Abutment kanin modeli (b) İmplant üstü kuron modeli..... 45

Şekil 3.8: Model 3 (a) Prepare molar modeli (b) Diş üstü kuron modeli..... 46

Şekil 3.9: Model 4 (a) Abutment molar modeli (b) İmplant üstü kuron modeli 46

Şekil 3.10: Model 5 (a) Prepare köprü modeli (b) Diş üstü köprü modeli..... 47

Şekil 3.11: Model 6 (a) Abutment köprü modeli (b) İmplant üstü köprü modeli 47

Şekil 3.12: Mesh model..... 48

Şekil 3.13: Kuvvet uygulama noktaları 51

Şekil 3.14: Sınır koşulları..... 51

Şekil 4.1: Model 1'de vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.... 53

Şekil 4.2: Model 1'de oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları. 55

Şekil 4.3: Model 2'de vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.... 57

Şekil 4.4: Model 2'de oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları..... 58

Şekil 4.5: Model 1 ve Model 2'nin dikey ve oblik yükler altında von Mises Stres dağılımı 60

Şekil 4.6: Model 3'te vertikal yükleme altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.... 62

Şekil 4.7: Model 3'te oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları..... 63

Şekil 4.8: Model 4'te vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.... 66

Şekil 4.9: Model 4'te oblik yükleme altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.... 67

Şekil 4.10: Model 3 ve Model 4'ün dikey ve oblik yükler altında von Mises Stres dağılımı 70

Şekil 4.11: Model 5'te vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.... 72

Şekil 4.12: Model 5'te oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımlar..... 74

Şekil 4.13: Model 6'da vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.... 76

Şekil 4.14: Model 6'da oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.... 77

Şekil 4.15: Model 5 ve Model 6'ün dikey ve oblik yükler altında von Mises Stres dağılımı 80

SİMGELER VE KISALTMALAR

ADA : Amerikan Diş Hekimliği Derneği

Al_2O_3 : Alüminyum Oksit

ATZ : Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Bis-GMA : Bisfenol-A Glisidil Metakrilat

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

CaO : Kalsiyum Oksit

CeO_2 : Seryum Oksit

GPa : Giga Paskal

LS_2 : Lityum Disilikat

$MgAl_2O_4$: Magnezyum Alüminat

MgO : Magnezyum Oksit

MPa : Mega Paskal

MZ : Monolitik Zirkonya

N : Newton

Pa : Pascal

RNS : Rezin Nano Seramik

SEA : Sonlu Elemanlar Analizi

SI : Uluslararası Birimler Sistemi

TEGDMA : Trietilen Glikol Dimetakrilat

UDMA : Üretan Dimetakrilat

VHP : Visible Human Project

Y_2O_3 **:** İtriyum Oksit

Y-PSZ **:** İtriyum Oksit İle Stabilize Edilmiş Zirkonya

ZLS **:** Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat

ZrO_2 **:** Zirkonyum Dioksit

ZTA **:** Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina

µm **:** Mikrometre

3D **:** 3 Boyutlu

FARKLI ÜST YAPI MATERYALLERİ VE SİMANLARIN, FARKLI SABİT PROTEZLER ÜZERİNDEKİ STRESS DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı; farklı üst yapı materyalleri (monolitik zirkonya (MZ), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) ve rezin nano seramik (RNS)) ile iki farklı rezin simanın (Variolink II ve Panavia F 2.0), diş ve implant destekli anterior–posterior tek kuron ve üç üyeli köprü modellerinde vertikal ve 45° oblik yükleme altında oluşturduğu stres dağılımını sonlu elemanlar analizi (SEA) ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Altı restorasyon modeli oluşturulmuştur. Modeller; mandibular 33 ve 36 bölgelerinde diş ve implant destekli tek kuronlar ile 33–34–35 bölgesinde diş ve implant destekli üç üyeli köprüler olarak belirlenmiştir. Her model üç farklı üst yapı materyali (MZ: Lava Plus, ZLS: Celtra Duo, RNS: Ceresmart) ve iki rezin siman ile değerlendirilmiştir. Vertikal ve 45° oblik yükleme koşullarında toplam 72 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir. Yükler kanin modellerinde 200 N, molar modellerinde 300 N ve köprü modellerinde toplam 600 N olarak uygulanmıştır. Değerlendirmede von Mises gerilme dağılımları esas alınmıştır.

Bulgular: Maksimum von Mises gerilme değerleri 47,42–392,78 MPa arasında bulunmuştur. Genel olarak implant destekli modellerde ve oblik yükleme altında daha yüksek stres değerleri elde edilmiştir. Köprü modellerinde kritik bölge konnektör olup, bu bölgede maksimum stres değerleri MZ'de 175,82–238,52 MPa, ZLS'de 166,19–218,15 MPa ve RNS'de 152,56–203,72 MPa arasında değişmiştir. Tek kuron modellerinde stresin iç yüzeylerde ve servikal/kole bölgelerinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Materyaller arasında çoğu koşulda en yüksek stres MZ'de, en düşük stres RNS'de izlenirken, ZLS ara değerler göstermiştir. Siman tipinin etkisi ise sınırlı bulunmuştur.

Sonuç: Stres dağılımını en fazla etkileyen faktörler kuvvet yönü, destek tipi ve materyalin elastik özellikleridir. İmplant destekli restorasyonlarda oblik yük kontrolü ve köprülerde konnektör tasarımı klinik açıdan önemlidir.

Anahtar Kelimeler: Monolitik Zirkonya, Rezin Nano Seramik, Sonlu Elemanlar Analizi, von Mises, Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat

EVALUATION OF STRESS DISTRIBUTION ON DIFFERENT FIXED PROSTHESES USING DIFFERENT SUPERSTRUCTURE MATERIALS AND CEMENTS WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

ABSTRACT

Aim: The aim of this study was to comparatively evaluate, using finite element analysis (FEA), the stress distribution generated by different superstructure materials (monolithic zirconia MZ), zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS), and resin nano-ceramic (RNS)) and two resin cements (Variolink II and Panavia F 2.0) in tooth- and implant-supported anterior and posterior single crowns and three-unit bridge models under vertical and 45° oblique loading conditions.

Materials and Methods: Six restoration models were constructed. The models included tooth- and implant-supported single crowns in the mandibular canine (33) and molar (36) regions, and tooth- and implant-supported three-unit bridges in the 33–34–35 region. Each model was evaluated using three different superstructure materials (MZ: Lava Plus, ZLS: Celtra Duo, RNS: Ceresmart) and two resin cements. A total of 72 linear static analyses were performed under vertical and 45° oblique loading conditions. Load magnitudes were applied as 200 N for canine models, 300 N for molar models, and 600 N for bridge models. von Mises stress distributions were used for comparison.

Results: Maximum von Mises stress values ranged from 47.42 to 392.78 MPa. In general, higher stress values were obtained in implant-supported models and under oblique loading conditions. In bridge models, the connector region was identified as the critical area, where maximum stress values ranged from 175.82 to 238.52 MPa for MZ, 166.19 to 218.15 MPa for ZLS, and 152.56 to 203.72 MPa for RNS. In single-crown models, stress was concentrated on the internal surfaces and in the cervical region. Among the materials, MZ showed the highest stress values and RNS the lowest in most conditions, while ZLS exhibited intermediate values. The effect of cement type was limited.

Conclusion: Stress distribution was primarily influenced by loading direction, support type, and material elastic properties. Control of oblique forces in implant-supported restorations and optimization of connector design in bridges are clinically important.

Key Words: Finite Element Analysis, Monolithic Zirconia, Resin Nano Ceramic von Mises, Zirconia-Reinforced Lithium Silicate

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda protezler; fonksiyon, fonasyon ve estetiği yeniden sağlamak amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Sabit ve hareketli protezler arasında, hastalara en fazla konfor sağlayan ve doğal dişlere en yakın fonksiyonel çözümü sunan sabit protezler, klinik pratiğinde yaygın olarak tercih edilmektedir (1).

Protetik diş tedavilerinde başarı multidisipliner bir yaklaşım gerektirir. Protezler, biyomekanik ve biyouyum faktörleri nedeniyle diş ve çevre dokulara iletilen kuvvetleri farklı şekillerde dağıtmaktadır (2). Bu kuvvetlerin diş dokusu, periodontal ligament, abutment ve simanlara iletilme biçimi, protezlerin dayanıklılığı ve uzun ömürlülüğü açısından kritik bir rol oynamaktadır (3). Protezlerin tasarımında ve materyal seçiminde, gerilme ve deformasyon analizleri yoluyla biyomekanik uyumun önceden belirlenmesi, klinik başarıyı artıran faktörlerden biridir.

Sabit protezlerde kullanılan materyaller; metal, metal-seramik ve tam seramikler olarak sınıflandırılabilir ve her bir materyal, mekanik dayanıklılık, biyouyumluluk ve estetik açıdan farklı avantajlar sunmaktadır (4). Malzeme seçimi tedavinin klinik başarısını doğrudan etkilemektedir (3). Dental seramiklerin üst yapı materyali olarak kullanımı, dayanıklılıklarının ve bağlanma kalitelerinin artması, fizikokimyasal özelliklerinin geliştirilmesi ve doğal dişe benzer translüsensi sunmaları, kullanımlarını giderek artırmıştır (5). Ayrıca yapısal olarak fırınlama tekniklerinde meydana gelen gelişme ve CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemi sayesinde üretilebilen bloklar ile makaslama ve gerilme kuvvetlerine karşı direnci yüksek seramikler elde edilebilmiştir. Biyouyumluluğundaki başarıları ile de seramik materyali anterior ve posterior bölgelerde güvenli bir şekilde restoratif olarak kullanılmaktadır (6).

Diş hekimliğinde stres analizleri, fonksiyonel kuvvetlerin etkisi altında protez materyallerinin ve çevre dokuların mekanik davranışlarını anlamak için kullanılır. Bu amaçla sıklıkla tercih edilen Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), kompleks geometriye sahip yapıların mekanik dayanımını incelemek için ideal bir

yöntemdir (7). Sonlu elemanlar analizinin esnekliği sayesinde, farklı materyal ve siman kombinasyonlarının biyomekanik performansı sayısal verilerle incelenebilmektedir (8).

Bu çalışmanın temel amacı, farklı üst yapı materyalleri ve rezin simanların, farklı desteklere sahip sabit protez restorasyonlarında oluşturduğu stres dağılımını SEA yöntemiyle değerlendirmektir. Çalışma kapsamında, Monolitik Zirkonya (MZ), Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) ve Rezin Nano Seramik (RNS) gibi modern dental materyallerin, hem doğal dişlere hem de implantlara simante edildiği durumlarda mekanik dayanımlarını ve stres dağılımı üzerindeki etkilerini incelemek hedeflenmiştir. Ayrıca, farklı klinik durumları temsil eden çeşitli modelleme senaryoları ile restorasyonların vertikal ve oblik kuvvetlere karşı tepkileri araştırılarak, malzeme ve siman kombinasyonlarının dayanıklılık ve biyomekanik uyum açısından hangi durumlarda daha avantajlı olabileceği belirlenmeye çalışılmıştır. Çalışmada adeziv simantasyon yöntemi için, Variolink II Veneer (Ivoclar Vivadent) ve Panavia F 2.0 (Kuraray Medical, Okayama, Japan) simanları tercih edilmiştir.

Bu doğrultuda çalışma, farklı sabit protez türleri (kuron ve köprüler) ile bu protezlerin hem doğal dişler hem de implantlar üzerine uygulandığı senaryoları kapsayacak şekilde tasarlanmıştır. Çalışmanın sonuçlarının, protetik diş hekimliği uygulamalarında malzeme seçimi ve simantasyon protokollerine yönelik bilimsel bir rehberlik sunması beklenmektedir. Özellikle, restorasyonların uzun ömürlü olmasını sağlayan optimal malzeme ve siman kombinasyonlarının belirlenmesi hedeflenmiştir.

Çalışmanın hipotezleri;

1.Üst yapı materyal farklılıkları, sabit protezlerde oluşan maksimum stres büyüklüğünü ve stres dağılım paternini etkiler.

2.Farklı rezin esaslı simanların kullanımı, sabit restorasyonlarda oluşan maksimum stres değerlerini ve stres dağılım paternini etkiler

3.Diş destekli ve implant destekli sabit protez sistemleri arasında stresin büyüklüğü ve yoğunlaştığı bölgeler açısından farklılık vardır.

4.Yükleme yönü (vertikal ve oblik), sabit protezlerde oluşan stres büyüklüğünü ve stres dağılım karakterini değiştirir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DİŞ EKSİKLİKLERİNDE SABİT PROTETİK TEDAVİ SEÇENEKLERİ

2.1.1. Diş Destekli Sabit Protezler

2.1.1.1. Tanım ve temel prensipler: Sabit protezler, diş eksikliği bulunan bireylerde fonksiyon, estetik ve biyomekanik dengeyi yeniden sağlamak amacıyla yaygın olarak kullanılan restoratif yaklaşımlardan biridir. Doğal diş desteğinin mevcut olduğu olgularda, kayıp dişlerin rehabilitasyonunda sabit kuron ve köprü restorasyonları öncelikli tedavi seçenekleri arasında yer alır. Bu restorasyonlar, hastaya doğal dişe yakın çiğneme konforu sağlarken diş arkının bütünlüğünün korunmasına da katkıda bulunur. Kuronlar, madde kaybı bulunan bir dişin form ve fonksiyonunu yeniden kazandırmak üzere dayanak diş üzerine yerleştirilen sabit restorasyonlar olarak tanımlanır. Köprüler ise bir veya daha fazla diş eksikliğinde, eksik dişi temsil eden gövdenin (pontik) komşu dayanak dişlerdeki tutucu kuronlara konnektörler aracılığıyla bağlanmasıyla oluşturulan sabit protetik yapılardır (9,10).

Diş destekli sabit protetik restorasyonların başarısında biyolojik değerlendirme, tedavi planlamasının temel basamaklarından biridir. Destek diş seçimi yapılırken restorasyonun biyomekanik prensiplere uygun planlanması ve özellikle köprülerde gövdenin her iki tarafında yeterli stabiliteye sahip dayanak dişlerin bulunması önemlidir. Periodontal destek kapasitesi değerlendirilirken kök yüzey alanı dikkate alınır. Ante yasasına göre dayanak dişlerin toplam periodontal destek alanının, yerine konulacak diş/dişlerin destek alanını karşılaması veya daha fazla olması beklenir (9–11). Kök yüzey alanının yanı sıra, kökün morfolojisi ve kemik içindeki konumu da dayanak desteğini etkiler. Köklerin birbirinden uzaklaştığı (diverjan) dişler genellikle daha iyi yük taşıma potansiyeli gösterir. Tek köklü dişlerde eliptik kesitli kökler dairesel kesitli köklere göre destek açısından daha elverişli kabul edilir (9,10,12). Ayrıca biyolojik değerlendirmede kuron/kök oranı dikkate alınmalı; dayanak diş için ideal

oranın yaklaşık 2/3, kabul edilebilirken alt sınırın ise çoğu durumda 1/1 olduğu belirtilmektedir. (9,10)

Diş destekli sabit protetik restorasyonlarda tedavi başarısını belirleyen en kritik aşamalardan biri diş preparasyonudur. Bu süreçte; kalan diş dokusunun korunması, periodonsiyumun sağlıklı kalması, tutuculuk ve direnç faktörlerinin sağlanması, yapısal dayanıklılık, marjinal uyum gibi temel prensiplere uygun olarak gerçekleştirilmelidir (9,10).

2.1.1.2. Diş destekli sabit protetik restorasyonların endikasyonları ve kontrendikasyonları:

Endikasyonlar

Sabit protetik restorasyonların endike olduğu klinik durumlar;

- Geniş çürük veya restorasyonlara bağlı ileri madde kaybı olan dişlerin restorasyonları,
- Oklüzal aşınma ve morfolojik kayıplar,
- Periodontol sebeblere bağlı olarak dişlerin splinlentmesi gereksinimi,
- Ortodontik sebebler,
- Form, fonksiyon veya estetiğin restorasyonla yeniden sağlanması,
- Bir veya birkaç diş eksikliğinde sabit köprü planlanması,
- İyi ağız hijyeni ve düzenli kontrol uyumu (9,10)

Kontrendikasyonlar

Sabit protetik restorasyonların kontrendike olduğu klinik durumlar;

- Aktif ve kontrolsüz çürük varlığı,
- Yetersiz ağız hijyeni ve düşük hasta uyumu,
- Kontrolsüz periodontal hastalık,
- İleri mobilite veya yetersiz periodontal destek,
- Restoratif sınırların sağlanamadığı derin subgingival defect,

- Yetersiz interoklüzal mesafe,
- Kısa klinik kuron ve düşük retansiyon potansiyeli
- Şiddetli bruksizm/parafonksiyon ve kontrolsüz oklüzal yük,
- Uzun dişsiz alan varlığı (9,10).

2.1.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

2.1.2.1. Dental implantların tanımı ve tarihçesi: Dental implantlar; sabit veya hareketli protetik restorasyonlara destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla ağız içerisinde mukozal ya da periostal tabakanın altına, kemiğin üzerine veya doğrudan kemik dokusu içerisine yerleştirilen alloplastik materyaller olarak tanımlanmaktadır. İmplant uygulamalarının temel hedefi, eksik dişlerin fonksiyon, estetik ve fonasyon açısından doğal dişlere en yakın şekilde rehabilite edilmesini sağlamaktır. Günümüzde dental implantlar, protetik rehabilitasyonun ayrılmaz bir parçası haline gelmiş olup, klinik başarısı yüksek ve öngörülebilir bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir (13).

Dental implantların tarihsel gelişimi incelendiğinde, eksik dişlerin yerine yabancı materyallerin yerleştirilmesi fikrinin oldukça eski dönemlere dayandığı görülmektedir. Arkeolojik bulgular, MÖ 3000'li yıllara uzanan Eski Mısır, Güney Amerika, Arap ve Çin uygarlıklarında eksik dişlerin yerine taş, deniz kabuğu, ahşap, fildişi ve hayvan ya da kadavralardan elde edilen dişlerin kullanıldığını ortaya koymaktadır. Bu uygulamalar modern implantolojiden uzak olmakla birlikte, fonksiyon ve estetiğin erken dönemlerde dahi önemsendiğini göstermesi açısından dikkat çekicidir (14,15).

Dental implantolojideki en önemli dönüm noktası, 1960'lı yıllarda Per-Ingvar Brånemark tarafından osseointegrasyon kavramının tanımlanmasıyla gerçekleşmiştir. Brånemark, titanyumun kemik dokusu ile doğrudan ve stabil bir bağlantı kurabildiğini göstermiş; bu bulgu, implantların uzun dönem başarısının biyolojik temelini oluşturmuştur. Osseointegrasyonun tanımlanmasıyla birlikte, titanyum ve titanyum alaşımları dental implant materyali olarak yaygın şekilde kullanılmaya başlanmış ve klinik başarı oranları belirgin biçimde artmıştır (16).

1980'li yıllara gelindiğinde, implantların uzun dönem başarısını değerlendirmeye yönelik klinik kriterler tanımlanmış ve bu kriterler uluslararası konsensüs toplantılarında standartlaştırılmıştır. Bu süreçte elde edilen uzun dönem klinik veriler, modern implantolojinin gelişimini hızlandırmış ve implantların yalnızca tam dişsizlik vakalarında değil, parsiyel dişsizlik ve farklı protetik endikasyonlarda da güvenle kullanılmasının önünü açmıştır. (17). Sonuç olarak, dental implantlar tarihsel olarak ilkel uygulamalardan başlayarak, biyouyumlu materyaller ve osseointegrasyon temelli modern yaklaşımlar sayesinde günümüzde yüksek başarı oranlarına ulaşmış; çağdaş protetik rehabilitasyonun vazgeçilmez bir bileşeni haline gelmiştir.

2.1.2.2. Osseointegrasyon tanımı ve dental implantların başarı kriterleri: Osseointegrasyon, canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında fibröz ara doku bulunmaksızın gerçekleşen, kemik–implant temasına dayalı yapısal ve fonksiyonel bir bağlantı olarak tanımlanmaktadır. Bu bağlantı klinik olarak rijit ve stabil bir karakter göstermektedir. Bu kavram Brånemark ve arkadaşları tarafından ortaya konmuş olup, dental implantların uzun dönem klinik başarısının biyolojik temelini oluşturmaktadır. Osseointegrasyon sayesinde implant, periodontal ligament içermeyen rijit bir destek sistemi gibi davranmakta; protetik restorasyonu taşıyan stabil bir dayanak görevi görmekte ve oklüzal kuvvetler kemik dokusuna esnek bir ara yapı olmaksızın doğrudan iletilmektedir (16,17).

Osseointegrasyonun oluşumu ve sürekliliği, biyolojik ve mekanik birçok faktörden etkilenmektedir. Güvenli ve öngörülebilir bir osseointegrasyon süreci için Per-Ingvar Brånemark ve Tomas Albrektsson tarafından tanımlanan temel koşullar; implant materyalinin biyolojik dokularla uyumlu olması, implant yüzey özelliklerinin kemik–implant temasını desteklemesi, implantın yerleştirildiği kemiğin yeterli kalite ve hacme sahip olması, cerrahi işlemin travmayı en aza indirecek şekilde uygulanması, yükleme zamanının ve koşullarının kemik iyileşmesi ile uyumlu olması ve cerrahi sonrası kesintisiz bir iyileşme sürecinin sağlanması şeklinde özetlenmektedir (18,19,20).

2.1.2.3. Dental implantların endikasyonları ve kontrendikasyonları:

Dental implantlar aşağıdaki klinik durumlarda endikedir:

- Tek diş eksiklikleri ve komşu dişlerin sağlıklı olduğu vakalar,
- Parsiyel veya total dişsiz hastalar,

- Konvansiyonel hareketli protezlerin yeterli tutuculuk ve stabilite sağlayamadığı durumlar,
- Hareketli protez kullanmak istemeyen veya bu protezlere uyum sağlayamayan hastalar,
- Sabit protetik restorasyon yapılabilmesi için dişsiz boşluğun uzun olduğu vakalar,
- Sağlıklı komşu dişlerin prepare edilmesinin istenmediği durumlar,
- Maksillofasiyal defektlerin protetik rehabilitasyonu gereken hastalar,
- Estetik ve fonksiyonun geleneksel protetik yaklaşımlarla yeterince sağlanamadığı durumlar (21,22).

Dental implant uygulamalarının kontrendike olduğu durumlar aşağıda sıralanmıştır:

- Kontrolsüz sistemik hastalıklar (kalp-damar, böbrek ve metabolik hastalıklar),
- Çene bölgesine radyoterapi uygulanmış hastalar,
- Aktif malignite veya tümör eksizyonu sonrası erken dönemler,
- Şiddetli immünsüpresyon ve hematolojik hastalıklar,
- Sistemik bifosfonat tedavisi gören hastalar,
- İskeletsel büyüme ve gelişimini tamamlamamış bireyler,
- Yetersiz kemik hacmi ve kalitesinin ileri cerrahi girişimlerle dahi düzeltilemediği vakalar,
- Ciddi psikiyatrik rahatsızlıklar ve tedaviye uyum sağlayamayacak hasta profilleri (21,22).

2.1.2.4. İmplant destekli protezlerin sınıflandırılması: İmplant destekli sabit protezler, diş eksikliklerinin tedavisinde bir yenilik olarak, geleneksel yöntemlere göre birçok avantaj sunmaktadır. Bu protezler, çene kemiğine yerleştirilen titanyum implantlardan destek alarak eksik dişlerin fonksiyonunu ve estetiğini yeniden kazandırmayı hedefler. Geleneksel sabit protezlerden farklı olarak komşu dişlere müdahaleyi gerektirmeyen bu yöntem, hastalara uzun ömürlü ve estetik açıdan tatmin edici bir çözüm sunar (23).

İmplant destekli sabit protezlerin temel bileşenleri arasında implant, abutment ve protez yer alır. İmplant, çene kemiğine yerleştirilen ve doğal diş kökünü taklit eden titanyum bir vida sistemidir. Titanyumun biyouyumlu yapısı sayesinde implant, kemik

ile osseointegrasyon adı verilen güçlü bir bağ oluşturur. Bu bağlanma süreci, protezin uzun dönem başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Abutment ise implant ile protez arasında bir bağlantı elemanı olarak görev yapar. Protez, bu yapının üzerine oturur ve eksik dişin fonksiyonunu ve estetik görünümünü tamamlar (24).

Misch, 1989 yılında implant destekli protezleri beş farklı kategoriye ayırmıştır. Bu sınıflandırmanın ilk üç grubu implant destekli sabit protezleri (SP), son iki grubu ise implant destekli hareketli protezleri (HP) kapsamaktadır. Yapılan bu ayrım, protezin hastalar tarafından çıkarılıp çıkarılamaması ve protetik tedavi ile restore edilen doku miktarı gibi temel kriterler göz önünde bulundurularak yapılmıştır. Bu sınıflandırma, diş hekimlerine protetik planlama sürecinde yön göstererek hasta için en uygun tedavi seçeneğini belirlemeye yardımcı olmaktadır (13).

SP-1 protezleri, yalnızca eksik dişin anatomik kuron kısmını yerine koyan ve doğal diş formuna en yakın sabit protezlerdir. Bu protezler, yumuşak ve sert dokuların minimum kayıp gösterdiği, implantların ideal konumda planlanabildiği vakalarda tercih edilmektedir. SP-1 protezler, doğal diş yapısını en iyi şekilde taklit edebildiğinden, özellikle fonksiyon ve estetiğin korunmasının hedeflendiği durumlarda uygun bir seçenek olarak değerlendirilir (13).

SP-2 protezleri, yalnızca anatomik kuronu değil, aynı zamanda diş kökünün bir kısmını da restore eden sabit protezlerdir. Kemik rezorpsiyonunun belirgin olduğu ve doğal diş görünümüne sahip SP-1 protezlerinin uygulanmasının mümkün olmadığı vakalarda, implantların daha apikal konumlandırılmasıyla SP-2 protezleri endike hale gelmektedir. Bu protezlerde insizal üçte birlik kısım doğru konumda bulunurken, gingival üçte birlik bölge daha apikalde konumlandığından, protetik olarak daha uzun klinik kuron görünümü oluşmaktadır. Bu durum, özellikle estetik bölgelerde, hastanın gülme hattına bağlı olarak estetik kaygılara neden olabilmektedir (13).

SP-3 protezleri, eksik dişlerin yanı sıra, çevresindeki yumuşak doku kayıplarını da restore eden sabit protezlerdir. Bu tür protezlerde interdental papilla gibi hızla rezorbe olabilen alanlar, pembe restoratif materyaller (örneğin porselen veya akrilik) ile tamamlanarak estetik ve fonksiyonel bütünlük sağlanır. SP-3 protezleri, özellikle ileri derecede kemik kaybı bulunan ve estetik beklentisi yüksek olan hastalar için önerilmektedir (13).

HP-4 protezleri, yalnızca implantlardan destek alan hareketli overdenture protezlerdir. Bu protezlerde tutuculuk, bar ve klipsler aracılığıyla sağlanmaktadır. Geleneksel olarak akrilik dişler ve akrilik kaide kullanılarak üretilen bu protezlerde, tutucu mekanizmalar protezin iç kısmına entegre edilmektedir (13).

HP-5 protezleri, hem implantlardan hem de yumuşak dokulardan destek alan hareketli overdenture protezlerdir. İmplant sayısı, hastanın sahip olduğu doku desteğine bağlı olarak değişiklik gösterebilir. HP-5 protezlerinin en büyük avantajlarından biri, sabit protezlere kıyasla daha az sayıda implant gerektirmesi nedeniyle ekonomik açıdan daha ulaşılabilir olmasıdır (13).

2.2. DENTAL SERAMİKLER

2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihi

Dental seramikler, diş hekimliğinde restoratif amaçlarla yaygın olarak kullanılan estetik, biyouyumlu ve dayanıklı malzemelerdir (25). Dişlerin doğal görünümünü taklit edebilmeleri ve uzun ömürlü olmaları nedeniyle modern diş hekimliği uygulamalarında büyük bir öneme sahiptirler.

Dental seramiklerin kullanımına ilişkin ilk kayıtlar 18. yüzyıla dayanmaktadır. Pierre Fauchard, 1728 yılında yayımladığı Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents adlı eserinde, porselenin mine ve diş eti rengini taklit edebileceğini belirterek, bu malzemenin diş hekimliğinde kullanım potansiyelini ortaya koymuştur. 1774 yılında Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant, porselen kullanarak ilk yapay dişleri üretmiş ve bu süreçte yüksek sıcaklıkta pişirme tekniklerini geliştirmek için çalışmalar yapmışlardır (26).

19. yüzyılın başlarında, Giuseppangelo Fonzi tarafından geliştirilen "terrometalik" olarak adlandırılan porselen dişler, tam protezlerde kullanılmaya başlanmış ve bu gelişme, seramik restorasyonların yaygınlaşmasını sağlamıştır. 1838 yılında Elias Wildman, porselenin vakumlu pişirilmesi yöntemiyle şeffaflığını artırarak estetik performansını geliştirmiştir. Bu süreçte, metal destekli porselen kaplamalar olan Richmond kuronları, dayanıklılığı artırmak ve daha iyi estetik sağlamak amacıyla geliştirilmiştir (27).

20. yüzyılda, dental seramiklerde büyük teknolojik ilerlemeler yaşanmıştır. Metal destekli porselen sistemleri, kırılgan olan porselen yapıların dayanıklılığını artırmış ve bu sistemler protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. 1950'lerde zirkonyum dioksit (ZrO_2) yüksek mukavemetli ve biyouyumlu bir malzeme olarak geliştirilmiş, bu da metal içermeyen seramik restorasyonların önünü açmıştır (28).

Günümüzde dental seramikler, özellikle porselen, zirkonyum ve lityum disilikat gibi materyallerle ön plana çıkmaktadır. Porselen seramikler genellikle estetik amaçlı ön diş restorasyonlarında tercih edilirken, zirkonyum seramikler, yüksek dayanıklılıkları nedeniyle arka dişlerde ve implant destekli restorasyonlarda daha sık kullanılmaktadır. Lityum disilikat seramikler ise hem dayanıklılık hem de estetik açısından üstün özellikleri nedeniyle yaygın olarak tercih edilmektedir (29).

CAD/CAM teknolojileri, dental seramiklerin üretim sürecini önemli ölçüde geliştirmiştir. Dijital ölçü alma yöntemleri sayesinde, kişiye özel seramik restorasyonların daha hızlı ve hassas bir şekilde üretilmesi mümkün hâle gelmiştir. Aynı zamanda 3D (3 boyutlu) yazıcı teknolojisi, seramik malzemelerin işlenmesini daha verimli ve esnek bir hale getirerek diş hekimlerine ve teknisyenlere daha geniş tasarım olanakları sunmaktadır (30).

Sonuç olarak, dental seramikler tarih boyunca sürekli olarak geliştirilmiş ve diş hekimliğinde vazgeçilmez bir konuma ulaşmıştır. İlk porselen dişlerden günümüzün ileri teknolojiyle üretilen seramik restorasyonlarına kadar uzanan süreç, bu malzemelerin estetik ve fonksiyonel gereksinimlere nasıl başarılı bir şekilde adapte edildiğini göstermektedir.

2.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Silikat camlar, cam seramikler, porselenler ya da yüksek derecede kristal halinde katı maddelerden oluşan yapılara "dental seramik" adı verilmektedir. Dental seramikler alüminyum, bor, seryum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum gibi esas olarak bir veya daha fazla metalik ya da yarı metalik elementin oksit bileşiklerini içeren, metalik olmayan, inorganik yapılardır (31).

Dental seramikler 3 ana yapıdan oluşmaktadır ve bunlar feldspar, kuartz ve kaolindir. Bu bileşenlerin her biri, seramiklerin mekanik ve estetik özelliklerini belirlemede önemli bir rol oynamaktadır.

Feldspar, dental seramiklerin ana bileşenlerinden biridir ve seramiklerin cam fazını oluşturur. Feldspar, yüksek sıcaklıklarda eriyerek viskoz bir cam fazı oluşturur ve diğer bileşenleri bağlayarak seramiklerin bütünlüğünü sağlar. Hem estetik hem de dayanıklılık anlamında önemli rol oynayan feldspar, seramiklerin mekanik mukavemetini artırır ve çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli hale getirir (32).

Kuartz, dental seramiklerde kullanılan bir diğer önemli bileşendir. Kuartz, seramiklerin yapısal bütünlüğünü ve dayanıklılığını artırmaktadır. Kuartz, seramiklerin sertliğini ve mukavemetini artırarak restorasyonların uzun ömürlü olmasını sağlarken, aynı zamanda seramiklerin aşınma direncini artırarak restorasyonların uzun süre kullanılabilmesini sağlamaktadır.

Kaolin, dental seramiklerde bağlayıcı madde olarak kullanılan bir bileşendir ve seramiklerin şekillendirilmesi ile işlenmesi sırasında etkin rol oynamaktadır (33).

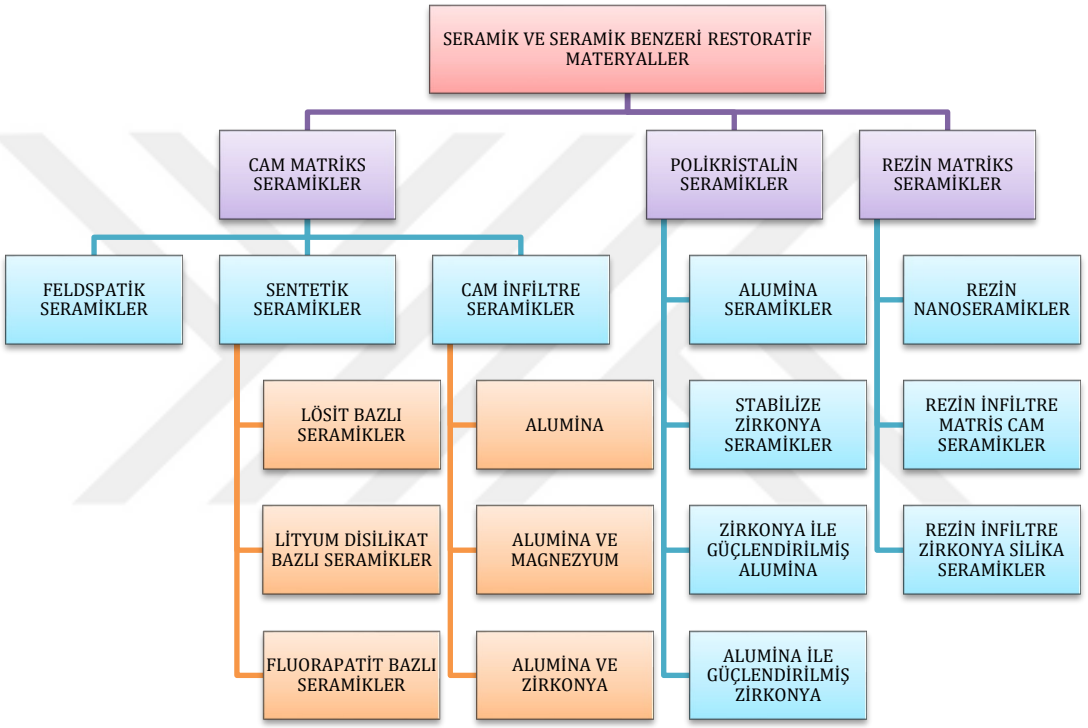
2.3. TAM SERAMİK SİSTEMLER

Tam seramik protezler, diş hekimliğinde estetik ve fonksiyonel gereksinimleri karşılamak amacıyla metal altyapı kullanılmadan üretilen restorasyonlardır. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar, dayanıklılık açısından avantajlı olsa da, metalin opaklığı nedeniyle estetik bölgelerde istenilen doğal görünümü sağlamada yetersiz kalabilmektedir. Bazı hastalarda metal alerjileri ve diş eti dokusunda metal iyonlarının salınımına bağlı renklenmeler gibi sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Bu dezavantajlar, tam seramik sistemlerin geliştirilmesine ve kullanımının artmasına neden olmuştur (34).

Tam seramik restorasyonlar, yüksek translusent özellikleri sayesinde doğal diş minesine benzer bir estetik sunarlar ve bu nedenle özellikle ön bölge diş restorasyonlarında tercih edilirler. Ancak seramik materyallerin kırılganlıkları nedeniyle, başlangıçta sadece tek kuron ve ön bölge uygulamalarında kullanımları sınırlıydı. Teknolojik ilerlemeler ve seramik materyallerin güçlendirilmesiyle, günümüzde tam seramik protezler posterior bölgede ve çok üyeli köprü protezlerinde de başarıyla uygulanabilmektedir (35).

2.3.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Gracis ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptığı sınıflandırma, seramik ve seramik benzeri materyallerin yapısal içeriklerine göre oluşturulmuş, dental seramikler için mevcut literatürdeki en güncel sınıflamalardan biri olarak kabul edilmektedir. Bu sınıflamada, dental seramikler ve seramik benzeri malzemeler, sahip oldukları yapısal özellikler temel alınarak üç ana gruba ayrılmıştır (Şekil 2.1) (28).



Şekil 2.1: Dental seramik sistemlerin sınıflandırması

2.3.1.1. Cam matriks seramikler: Cam-matriks seramikler, cam fazı içeren, metal içermeyen ve biyouyumlu özellikleriyle ön plana çıkan inorganik seramik malzemelerdir. Bu seramikler, yapısal içeriklerine ve üretim tekniklerine göre üç ana kategoriye ayrılmaktadır: feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam infiltre seramikler. Her bir seramik türü, içerdiği kristal yapısı ve cam fazı oranına bağlı olarak farklı mekanik ve optik özellikler sergilemektedir (28).

2.3.1.1.a. Feldspatik seramikler: Kaolin, kuvars ve feldspat minerallerinden oluşan geleneksel bir seramik grubudur. İçeriğinde bulunan feldspat, çözünürlüğü artırırken, oluşan lösit kristalleri restorasyonun iç direncini ve termal uyumunu

artırmaktadır. Feldspatik seramikler, metal altyapıların veneerlenmesinde ve laminate veneer uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır (5,36).

Bu seramikler, genellikle CAD/CAM teknolojisiyle işlenmeye uygun bloklar halinde üretilmekte olup, içeriklerindeki cam fazı homojen bir dağılım göstermektedir. Yaklaşık %30 oranında feldspat partikülleri içeren bu blokların kırılma mukavemeti 130-160 MPa arasında değişmektedir (37). Ancak, düşük kırılma dayanıklılığı nedeniyle özellikle uzun köprü protezleri ve endokuron uygulamaları için uygun değildir. Yüksek cam içeriği sayesinde, hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi uygulanabilir ve adeziv simantasyon ile güçlü bir bağlanma sağlanabilir (38).

Feldspatik seramikler, monokromatik, iki kromalı ve polikromatik olmak üzere üç farklı yapıdadır.Polikromatik bloklar, mine ve dentin bölgelerinde farklı renk tonları sunarak estetik açıdan daha başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlar.Felspatik seramikler de öne çıkan ticari markalar arasında CerecBlocs C In (Sirona, NY, ABD), VITA Mark II, VITAblocks TriLuxe, VITAblocks RealLife (VITA Zahnfabrik), IPS Classic (Ivoclar Vivadent) ve CEREC Blocs (Dentsply, Milford, DE, ABD) bulunmaktadır (39).

2.3.1.1.b. Sentetik seramikler: Doğal hammadde kaynaklarına bağımlılığı azaltmak, mekanik dayanıklılığı artırmak ve çatlak oluşumunu önlemek amacıyla geliştirilmiş yüksek performanslı seramik materyallerdir. Bu seramikler, camsı bir matris içinde dağılmış kristal fazdan oluşur. Cam fazı, optik özellikler ve translüsens açısından katkı sağlarken, kristal faz malzemenin mekanik mukavemetini artırarak kırılganlığını azaltır. Bu özellikleri sayesinde sentetik seramikler, restoratif diş hekimliği uygulamalarında geniş bir kullanım alanı bulmuştur (25,40).

Sentetik seramiklerin mekanik ve optik özellikleri, kristallerin boyutu, şekli, dağılımı ve kimyasal bileşimi gibi içsel faktörlerin yanı sıra ısıtma-soğutma döngüleri, nem, pH değişiklikleri ve tekrarlayan yüklenmeler gibi dışsal faktörlere de bağlıdır. Kontrollü kristalizasyon süreciyle üretilen bu seramikler, homojen bir yapı sergileyerek yüksek dayanıklılık ve estetik görünüm sunar (41).

Sentetik seramikler üç ana gruba ayrılmaktadır. Bunlar; Florapatit seramikler, lösit bazlı seramikler, lityum disilikat bazlı seramikler ve bunların türevleri (ZLS) olarak gruplandırılmaktadırlar (28).

Florapatit bazlı cam seramikler, camsı bir matris içinde dağılmış florapatit kristalleri içeren, yüksek estetik ve biyomekanik uyumluluk sunan dental materyallerdir. Florapatit, hidroksiapatitin flor ile modifiye edilmiş formu olup mine yapısına benzer mekanik ve kimyasal özellikler göstermektedir (42).

Bu seramikler, diş restorasyonlarında doğal ışık geçirgenliği, aşınma direnci ve asit ortamına karşı stabilitesi nedeniyle tercih edilmektedir. Lityum disilikat (LS_2) ve zirkonyum dioksit (ZrO_2) altyapılarını kaplamak için kullanılmakta olup, özellikle katmanlı seramik restorasyonlarında etkili sonuçlar sağlamaktadır. Ticari olarak IPS e.max Ceram ve IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent) örnekler arasında yer almaktadır (43,44).

Lösit bazlı cam seramikler, geleneksel feldspatik porselenlerin geliştirilmiş bir versiyonu olup, cam matrisi içinde %30-40 oranında lösit kristalleri içeren seramik malzemelerdir. Lösit kristallerinin homojen dağılımı, bu seramiklerin mekanik dayanıklılığını ve optik özelliklerini artırarak çatlak ilerlemesini önlemektedir. Ayrıca, bu kristaller seramiğin termal genleşme katsayısını düzenleyerek restorasyonun stabilitesini sağlar (45).

Bu seramikler, sıcak presleme ve CAD/CAM teknolojileri ile üretilmektedir. CAD/CAM için özel olarak geliştirilmiş blok formundaki lösit bazlı cam seramikler, diş dokusuna yüksek bağlanma sağlaması sebebiyle restoratif uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Lösit bazlı cam seramikler, inley, onley, parsiyel kuron ve anterior kuron restorasyonlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle laminate veneerler için yüksek translüsens ve doğal estetik sağlaması nedeniyle ideal bir seçenektir. Ancak düşük mekanik dayanımı, posterior bölgelerde kullanımını sınırlandırmaktadır (46, 47).

Lösit bazlı seramikler, translüsens, doğal renk uyumu ve aşınma direnci gibi avantajlarıyla ön plana çıkmaktadır. Renk ve opaklık açısından mine ve dentine uyum sağlayarak dişin doğal görünümüne katkı sunmaktadır. Bununla birlikte, mekanik özellikleri; lösit kristal boyutu, kristal hacmi, elastik modül ve cam ile kristal fazlar arasındaki termal genleşme katsayısı gibi faktörlerden etkilenmektedir (48).

Bu gruba ait ticari örnekler arasında IPS Empress, IPS Empress CAD, IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent), Vita VM7, VM9, VM13 (VITA Zahnfabrik) gibi malzemeler yer almaktadır. Ayrıca, bu seramiklerin polikromatik versiyonları olan IPS Empress CAD Multiblocks, dentin ve insizal bölge arasındaki doğal renk geçişlerini

başarılı bir şekilde taklit ederek estetik restorasyonlarda yüksek performans sunmaktadır (28, 49).

Lityum disilikat bazlı seramikler, dental restorasyonlarda hem estetik hem de mekanik performans sunan ileri nesil malzemeler arasındadır. Bu seramikler, camsı matriks içinde homojen dağılmış, hacimce yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir. Kristal fazın yüksek oranda bulunması, bu materyallerin dayanıklılığını ve kırılma direncini artırırken, doğal dişe yakın optik özellikler kazandırır. Lityum disilikat cam seramikler, geleneksel feldspatik veya lösit bazlı seramiklere kıyasla daha üstün mekanik özellikler göstererek geniş bir kullanım alanına sahip olmuştur (50).

İlk kez IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) adıyla piyasaya sürülmüştür (Tagtekin DA, 2009). Daha sonra formülasyonundaki kristal dağılımı iyileştirilerek IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) olarak geliştirilmiştir. Bu yeni yapı, daha yüksek dayanıklılık ve estetik özellikler sunarak seramik restorasyonların kullanım alanlarını genişletmiştir. CAD/CAM teknolojisi ile uyumlu hale getirilmiş IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) gibi blok formları da üretilerek dijital diş hekimliğinde kullanımına olanak sağlanmıştır (51, 52).

Lityum disilikat cam seramiklerin üretim süreci, kısmen kristalize lityum metasilikat formunda başlar ve bu aşamada kolay işlenebilirlik sağlamak için kazıma işlemi uygulanır. Daha sonra yüksek sıcaklıklarda fırınlama ile tam kristalizasyon gerçekleştirilerek, malzemenin dayanıklılığı ve rengi nihai haline ulaşır. IPS e.max CAD, bu sürecin başarılı bir örneği olup, başlangıç aşamasında 130-150 MPa eğilme mukavemetine sahipken, tam kristalleşme sonrası bu değer 360 MPa seviyelerine çıkmaktadır (53).

Lityum disilikat seramikler, üstün optik özellikleri, biyouyumluluğu ve mekanik dayanıklılığı sayesinde inley, onley, veneer, kuron ve üç üyeli kısa köprüler gibi çeşitli restoratif uygulamalarda tercih edilmektedir. Bununla birlikte, uzun dişsiz boşluklarda veya bruksizm gibi yüksek çiğneme kuvvetine maruz kalan hastalarda kullanımı önerilmemektedir (54).

ZLS, cam matriks içerisinde homojen dağılım gösteren ince taneli lityum silikat kristalleri ile güçlendirilmiştir. İçeriğindeki zirkonya partikülleri, çatlakların yayılmasını önleyerek malzemenin kırılma direncini artırırken, aynı zamanda doğal diş minesine benzer translüsens sağlayarak estetik beklentilere yanıt vermektedir. ZLS seramikler

genellikle CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Üretim) veya ısı ile presleme yöntemi ile üretilmektedir. CAD/CAM teknolojisi, restorasyonların tek seansta üretilmesini sağlayarak zaman kazandırırken, ısı ile presleme tekniği daha yüksek mekanik dayanıklılık sunmaktadır. Bu özellikleri sayesinde, anterior ve posterior kuronlar, veneerler, inley ve onley restorasyonlar ile implant destekli protezlerde yaygın olarak tercih edilmektedir (55).

Günümüzde Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik) ve Celtra Duo (Dentsply Sirona) gibi ticari ürünler, ZLS seramiklerin klinik uygulamalardaki başarısını kanıtlamıştır. Vita Suprinity: İlk üretilen ZLS seramiklerden biri olup, yarı kristalize formda piyasaya sürülmüştür ve fırınlama işlemi gerektirir, bükülme dayanımı 443 MPadır (Elsaka SE, 2016). Celtra Duo; tam kristalize blok olarak üretilmiştir ve direkt olarak kullanılabilir. Ancak ek bir fırınlama işlemiyle mekanik dayanıklılığı artırılabilir. İlk haliyle 210 MPa olan bükülme dayanımı, ilave fırınlama ile 370 MPa'ya çıkabilmektedir (Dentsply Sirona Celtra Duo Fact File) Ambria; 2020 yılında piyasaya sürülen bu malzeme, ısı ile presleme tekniğiyle üretilmektedir ve yüksek bükülme dayanımı ile dikkat çekmektedir. Bükülme dayanımı ilk haliyle 396 MPa, ilave fırınlama sonrası 540 MPa'ya ulaşmaktadır (56).

2.3.1.1.c. Cam İnfiltre seramikler: Cam infiltre seramikler, seramik altyapı içerisine eritilmiş cam partiküllerinin infiltrasyonu yoluyla üretilen malzemelerdir. Geleneksel olarak slip-cast (döküm) yöntemiyle ve CAD/CAM teknolojisi ile de üretilebilir. Bu seramikler; alumina, alumina ve magnezyum, alumina ve zirkonya olarak üç gruba ayrılır (28, 57).

Alumina; In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Almanya), ilk cam infiltre seramik materyali olarak tanıtılmıştır. Bu materyal, yüksek oranda alüminyum oksit (Al_2O_3) içermekte olup, lantanyum oksit camının poröz alümina iskeletine infiltrasyonu ile üretilmektedir. Yüksek alümina içeriği sayesinde 600 MPa bükülme dayanımına sahiptir ve anterior ile posterior bölgedeki tek kuron restorasyonları ve üç üyeli köprüler için uygundur (38, 58).

Alumina ve Magnezyum; Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Almanya), alümina bazlı cam infiltre seramiklere alternatif olarak geliştirilmiştir. Üretim yöntemi In-Ceram Alumina ile benzer olup, gözenekli yapının magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) ile oluşturulması esasına dayanmaktadır. 283-377 MPa bükülme dayanımına sahip olan bu

materyal, yüksek ışık geçirgenliği sayesinde anterior bölgedeki tek kuron restorasyonlarında kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Diğer cam infiltre seramiklere kıyasla daha translüsent bir yapıya sahip olsa da düşük mekanik dayanıklılığı nedeniyle posterior bölgede kullanımı önerilmemektedir (58, 59).

Alumina ve Zirkonya; Daha yüksek mekanik dayanım sağlamak amacıyla geliştirilmiş bir diğer grup ise In-Ceram Zirconia olarak bilinen alümina-zirkonya bazlı cam infiltre seramiklerdir. Bu malzeme, alümina altyapısına %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya oksit eklenmesiyle oluşturulmuştur.421-800 MPa bükülme dayanımına sahiptir ve yüksek mukavemeti sayesinde posterior tek kuronlarda ve üç üyeli köprülerde kullanım için uygundur. Ancak yüksek opasiteye sahip olması nedeniyle anterior bölgedeki restorasyonlar için estetik açıdan yeterli değildir. Geleneksel slip-casting yöntemiyle veya prefabrike blokların frezelenmesiyle üretilebilir (40, 60).

2.3.1.2. Polikristalin seramikler: Bu seramikler, camsı faz içermeyen, yoğun ve ince taneli kristal yapıları sayesinde yüksek mukavemet ve kırılma tokluğu sunar. Kristallerin düzenli sıralanması, çatlak ilerlemesini engeller. Cam faz içermemeleri, hidroflorik asit ile yüzey pürüzlendirmeye karşı dirençli olmalarını sağlar. Daha opak yapıları nedeniyle genellikle altyapı materyali olarak kullanılırken, günümüzde monolitik formları da mevcuttur. Şekillendirme işlemleri için CAD/CAM sistemleri kullanılarak hassas ve dayanıklı restorasyonlar üretilir (61).

2.3.1.2.a. Alumina: Alümina bazlı CAD/CAM seramikler, camsı faz içermeyen, yüksek mukavemetli ve ince taneli kristal yapıya sahip malzemelerdir. %99 saf Al_2O_3 içeriği sayesinde dayanıklıdır ancak yüksek elastiklik modülü (E=300 GPa) nedeniyle kütlesel kırılmalara karşı hassastır. Cam içermemeleri nedeniyle asitle pürüzlendirme yerine kumlama sonrası simantasyon uygulanır.1993'te Nobel Biocare tarafından tanıtılan Procera-AllCeram, bu gruba örnektir. Bükülme dayanımı 610 MPa olup, monokromatik yapısı nedeniyle yalnızca tabakalama yöntemiyle veneerlenebilir. Ancak stabilize zirkonyanın daha iyi mekanik özellikler sunması, alümina seramiklerin kullanımını azaltmıştır (28, 57).

2.3.1.2.b. Stabilize zirkonya: Stabilize zirkonya seramikler, zirkonyum dioksitin (ZrO_2) faz dönüşümlerini kontrol etmek ve istenilen mekanik özellikleri elde etmek amacıyla belirli oksitler eklenerek stabilize edilmiş formudur. Saf zirkonya, sıcaklığa

bağlı olarak monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı kristal fazda bulunur. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan zirkonya, 1170°C'de tetragonal faza, 2370°C'de ise kübik faza dönüşür. Soğuma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş, yaklaşık %3-4'lük bir hacim artışına neden olur ve bu da çatlaklara yol açarak malzemenin bütünlüğünü bozar. Bu nedenle, zirkonyanın stabilizatörlerle modifiye edilmesi gereklidir (62).

Stabilizatör olarak itriyum oksit (Y_2O_3), magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (CeO_2) gibi oksitler kullanılır. Bu katkılar, zirkonyanın yüksek sıcaklıklarda bile istenilen fazda kalmasını sağlar ve mekanik özelliklerini iyileştirir. Örneğin, itriyum oksit ile stabilize edilmiş zirkonya (Y-PSZ), yüksek eğilme mukavemeti (850 MPa'a kadar) ve kırılma tokluğu ile dikkat çeker. İlk başlarda porselen veneer için altyapı materyali olarak kullanılmış, ancak zamanla geliştirilerek monolitik restorasyonlara uygun hale getirilmiştir. Günümüzde CAD/CAM teknolojisiyle üretilen polikromatik bloklar ve diskler, dentinden mineye doğal renk geçişlerini taklit edebilme özelliğine sahiptir. Aynı zamanda artırılmış translüsens yapıları sayesinde estetik beklentileri karşılamaktadır (33).

Dental alanda kullanılan stabilize zirkonya seramiklerine Lava Plus (3M ESPE), Katana Zirconia (Kuraray Noritake), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), Prettau Zirconia (Zirkonzahn) ve NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare) gibi ticari markalar örnek olarak gösterilebilir. Bu gelişmiş zirkonya malzemeleri, yüksek mekanik dayanıklılık ve estetik görünümü bir araya getirerek, modern diş hekimliğinde restoratif çözümler için önemli bir alternatif haline gelmiştir (28).

2.3.1.2.c. Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya: Zirkonya ve alümina, seramik malzemeler arasında önemli mekanik ve fiziksel özelliklere sahip iki farklı bileşendir. Zirkonya, yüksek kırılma tokluğu ve dönüşüm sertleşmesi özelliğiyle dayanıklılık sağlarken, alümina yüksek sertliği ve aşınma direnci ile öne çıkar. Bu iki malzemenin farklı oranlarda birleştirilmesiyle Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA) ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya (ATZ) geliştirilmiştir. ZTA; Ağırlıkça %50'den fazla alümina içerir, sertliği ve aşınma direnci yüksektir. Düşük sıcaklıklarda bozunmaya karşı daha dayanıklıdır.ATZ; Ağırlıkça %50'den fazla zirkonya içerir. Daha yüksek kırılma tokluğu ve dönüşüm sertleşmesi özelliğine sahiptir (Roualdes, 2010). Bu malzemelerin CAD/CAM sistemleri

ile üretilebildiği belirtilmiştir ve NANOZR (Panasonic Healthcare, Japonya) gibi ticari markalar tarafından kullanıma sunulmuştur (63).

2.3.1.3. Rezin matriks seramikler: Rezin matriks seramikler, seramik ve kompozit yapıların birleşimiyle elde edilen, CAD/CAM sistemleriyle işlenebilen modern dental materyallerdir. Geleneksel seramiklerden farklı olarak, organik bir matris içerisinde seramik partikülleri içermektedir. Bu özellikleri nedeniyle uzun süre seramik sınıflandırmasına dahil edilmemiştir. Ancak 2013 yılında Amerikan Diş Hekimliği Derneği (ADA) tarafından yapılan yeni düzenlemeler sonucunda, %50'den fazla inorganik bileşen içeren materyallerin dental seramikler kategorisinde değerlendirilebileceği kabul edilmiştir (28).

Bu malzemeler, yüksek oranda seramik içeren bir polimer matriksle desteklendiğinden, hem geleneksel seramiklerden hem de kompozitlerden farklı fiziksel ve mekanik özellikler gösterir. Daha esnek ve işlenebilir yapıya sahip olmaları, onları özellikle frezelenebilir restorasyonlar için ideal hale getirmiştir. Rezin matriks seramiklerin öne çıkan özellikleri şunlardır;

✓ Esneklik modülü dentine daha yakındır. Bu sayede doğal diş yapısına daha uyumlu restorasyonlar sağlar.

✓ Polikristalin ve cam seramiklerden daha kolay işlenir ve frezelenebilir, böylece üretim sürecini hızlandırır.

✓ Kompozit materyallerle tamir edilebilir, bu da restorasyonun uzun ömürlü olmasını sağlar.

✓ Üretim sürecinde gerekli ısıl işlemler uygulanır, ek bir fırınlama ihtiyacı yoktur. Bu avantajlar diş hekimliğinde rezin matriks seramiklerin kullanımını giderek yaygınlaştırmaktadır. Rezin matriks seramikler üç kategoriye ayrılır (28).

2.3.1.3.a. Rezin nano seramikler: Rezin nanoseramikler, yüksek oranda nanoseramik partiküller içeren polimer matrisli malzemeler olup, modern diş hekimliğinde restoratif çözümler sunan yenilikçi materyallerdendir. Ağırlıkça %80'e kadar nanoseramik içermeleri, onları klasik kompozit reçinelerden ve geleneksel seramiklerden ayıran temel özelliktir. İçerdikleri silika, zirkonya ve zirkonya-silika nanopartikülleri, malzemenin mekanik dayanımını artırırken, çapraz bağ yapısını güçlendirerek daha stabil bir yapı oluşturur. RNS'lerin temel bileşenleri arasında: silika

nanopartikülleri (~20 nm), zirkonya nanopartikülleri (4-11 nm), zirkonya-silika nano kümeleri bulunur. Bu küçük partiküller, polimer matrisin içindeki boşlukları doldurarak malzemenin homojen yapısını destekler. Bu sayede, daha iyi mekanik performans, yüksek kırılma dayanımı ve iyi aşınma direnci sağlanır. RNS'ler, kolay şekillendirilebilir ve frezelenebilir yapıları sayesinde üretim sürecini hızlandırarak restorasyonların daha kısa sürede tamamlanmasına olanak tanımaktadır. Tekrar cilalanabilir ve tamir edilebilir olmaları, kullanım ömrünü uzatırken, yüksek renk stabiliteleri sayesinde zamanla renk değişimine daha az eğilim göstermektedirler. Ayrıca, karşıt dişlerde minimal aşındırıcı etkiye sahip olmaları, doğal diş dokusunun korunmasına katkı sağlamaktadır. Fırınlama gerektirmeyen yapıları, ek termal işleme duyulan ihtiyacı ortadan kaldırarak üretim sürecini basitleştirmektedir. Yaklaşık 200 MPa bükülme dayanımına sahip olmaları, onları cam seramiklere kıyasla daha esnek ve dayanıklı bir alternatif haline getirmektedir. Özellikle CAD/CAM sistemleriyle uyumlu olmaları, hızlı ve hassas üretimlerini mümkün kılar (28).

Günümüzde birçok üretici firma rezin nanoseramik bloklar üretmektedir. Lava Ultimate (3M ESPE, ABD), Cerasmart (GC, Japonya) ve Grandio blocs (VOCO, Almanya) bunlardan bazılarıdır (Kaynak Öztürk E,2023). Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya), %71 inorganik bileşen içeren bir rezin nanoseramik bloktur. Yapısında 20 nm silika ve 300 nm baryum cam doldurucular bulunur. Bis-MEPP, UDMA ve DMA bazlı organik matrisi, homojen partikül dağılımı sağlayarak yüksek mekanik dayanım sunar. Yüksek bükülme direnci, iyi marjinal uyumu ve düşük aşındırıcılığı sayesinde CAD/CAM restorasyonları için ideal bir malzemedir. Cilalanabilir ve tamir edilebilir olması, kullanım ömrünü artıran avantajlarından biridir (64).

2.3.1.3.b. Rezin infiltre cam seramikler: Rezin infiltre cam seramikler, feldspatik seramik ağı (%86) ve polimer ağı (%14) içeren hibrit bir dental materyaldir. Seramik bileşen dayanıklılık ve estetik sağlarken, polimer ağı esneklik ve çatlak direnci kazandırır. Dentin dokusuna benzer elastikiyet ve düşük aşındırıcılık özellikleriyle restoratif diş hekimliğinde avantajlıdır (28).

160 MPa bükülme dayanımı ve 38 GPa elastik modülü sayesinde inley, onley, veneer ve tek kuron restorasyonları için uygundur. Hidroflorik asit ile pürüzlendirilerek adeziv simanlarla yapıştırılabilir (Della Bona,2014). VITA Enamic (VITA, Almanya), bu gruptaki en bilinen ticari üründür (56).

2.3.1.3.c. Rezin infiltre zirkonya silika seramikler: Rezin infiltre zirkonya-silika seramikler, seramik ve polimer bileşenlerin birleşimiyle oluşturulan hibrit restoratif malzemelerdir. Ağırlıkça %60'tan fazla inorganik içeriğe sahip olan bu malzemeler, zirkonya-silika partikülleri ile güçlendirilmiş olup, Bis-GMA (Bisfenol-A glisidil metakrilat), UDMA (Üretan dimetakrilat) ve TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat) gibi polimer bileşenler içermektedir (65).

Bu materyaller, yaklaşık 150-200 MPa bükülme dayanımına sahiptir ve düşük aşındırıcılığı sayesinde karşıt dişlerde minimal madde kaybına neden olur. Renklendirme, bitirme ve polisaj işlemleri kolaydır. Ayrıca konservatif diş preparasyonuna olanak tanır. Endikasyonları arasında inley, onley, veneer, tek kuron ve implant üzeri restorasyonlar bulunmaktadır. Paradigm MZ100 (3M ESPE, ABD) ve Shofu Block HC (Shofu Inc., Japonya) bu gruba ait ticari ürünlerdendir. Bu materyaller, modern diş hekimliğinde estetik, dayanıklılık ve işlenebilirlik avantajları sunmaktadır (28).

2.3.2. Tam Seramik Sistemlerin Avantaj ve Dezavantajları

Tam Seramik Restorasyonların Avantajları;

- Metal içermediğinden biyouyumludur. Metal alaşımlı restorasyonlarda görülen diş eti renklenmesi, korozyon, toksik ve alerjik reaksiyonlar bu restorasyonlarda oluşmaz.

- Yüksek ışık geçirgenliği ve renk derinliği sayesinde doğal dişe en yakın estetiği sağlar. Metal-seramiklerde görülen opak tabaka kaynaklı yapay yansımalar bu restorasyonlarda bulunmaz.

- X-ışınlarını geçirgen özelliktedir. Bu sayede restorasyon altındaki diş dokusunun ve kök kanalının görüntülenmesine olanak tanır.

- Termal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği diş dokusuna benzerdir. Böylece sıcak-soğuk hassasiyetini en aza indirir.

- Seramik ve veneer bileşimi kusursuzdur. Metal destekli restorasyonlarda görülebilen çatlak, ayrılma ve kabarcık oluşumu gözlenmez.

- Galvanik akım oluşturmaz. Metal restorasyonlarla temas ettiğinde elektriksel reaksiyon meydana gelmez.

- Daha az plak birikimine neden olur. Böylece diş eti sağlığını destekler (66).

Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları;

- Daha detaylı ve hassas bir preparasyon gerektirir. Metal destekli seramiklere kıyasla uygulama süreci daha karmaşıktır.
- Posterior bölgelerde kullanımı sınırlıdır. Özellikle yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan dişlerde dikkatli vaka seçimi gerektirir.
- Kırılgan bir yapıya sahiptir. Gerilme kuvvetlerine karşı dayanımı düşük olduğu için belirli endikasyonlarla sınırlıdır.
- Maliyet açısından yüksektir. Üretimi için gelişmiş teknikler ve özel laboratuvar ekipmanları gerektirir.
- Laboratuvar süreci titizlik gerektirir. Üretim aşamalarında hata riski metal-seramik sistemlere kıyasla daha fazladır.
- Ek laboratuvar ekipmanı gerektirir. Üretim için özel fırınlama ve CAD/CAM sistemlerine ihtiyaç duyulabilir (46).

2.3.3. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Endikasyonlar:

- Çürük, aşınma, kırılma veya renk değişikliği görülen dişlerde estetik ve fonksiyonel iyileştirme sağlamak amacıyla kullanılır.
- Estetik öncelikli vakalarda, özellikle kapanışta yeterli mesafe bulunan durumlarda tercih edilir.
- Diş diziliminde bozukluk bulunan vakalarda, anatomik yapıyı düzeltmek ve çapraşıklığı gidermek için uygulanabilir.
- Periodontal sağlığın korunması gereken hastalarda, biyouyumlu yapısı sayesinde doku dostu bir seçenek sunar.
- Geniş çürük lezyonları veya travmaya bağlı madde kaybının fazla olduğu dişlerde destekleyici restoratif tedavi olarak kullanılır.
- Konjenital veya gelişimsel kaynaklı diş renklenmelerinde, beyazlatma ile giderilemeyen vakalarda uygulanabilir.

- Abrazyon, atrizyon veya erozyona bağlı aşınmış dişlerde, doğal diş morfolojisini ve fonksiyonunu yeniden kazandırmak için uygundur.

- Direkt restorasyon için uygun olmayan, aşırı madde kaybı olan endodontik tedavili dişlerde tercih edilir.

- Metal içerikli restorasyonlara karşı alerjik reaksiyon gösteren hastalarda, biyouyumluluk açısından güvenli bir alternatiftir (46).

Kontrendikasyonlar:

- Diş preparasyonu sonrası interokluzal aralığın 1 mm'den az olduğu durumlarda, yeterli destek sağlanamayacağından önerilmez.

- Kısa kuron boyuna sahip veya periodontal desteği yetersiz dişlerde, restorasyonun tutuculuğu düşük olacağından risklidir.

- İleri derecede maloklüzyonu veya bruksizmi olan hastalarda, kırılganlık riski nedeniyle uygulanmamalıdır.

- Daha önce basamaksız preparasyon yapılmış dişlerde, restorasyonun stabilitesini sağlayacak yeterli yüzey alanı bulunmadığından uygun değildir.

- Derin kapanış veya ileri itimin fazla olduğu durumlarda, aşırı çiğneme kuvvetleri restorasyonun dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir.

- Ağız hijyeni yetersiz hastalarda, restorasyonun uzun ömürlü olması açısından uygun değildir (67).

2.4. REZİN SİMANLAR

2.4.1. Rezin Simanların Genel Özellikleri

Restorasyonların uzun ömürlü olması, kullanılan siman türü ve simantasyon ajanlarının etkinliğine bağlıdır. İlk aşamalarda geleneksel simanlar tercih edilmiş olsa da, bu malzemelerin sınırlı bağlanma kapasitesi ve yetersiz mekanik özellikleri, rezin simanların geliştirilmesine ve yaygın olarak kullanılmasına yol açmıştır. Günümüzde adeziv rezin simanlar, mikro dolgu partikülleri içermeleri, yüksek aşınma ve kırılma direncine sahip olmaları, kompresyon ve çekme dayanımlarının yüksek olması ve dentin

dokusuna güçlü adezyon sağlamaları nedeniyle geleneksel simanlara kıyasla daha başarılı bir alternatif olarak kabul edilmektedir (68).

Rezin simanlar, diş dokusuna hem mikromekanik hem de kimyasal bağlanma sağlayarak geleneksel simanlardan daha güçlü bir tutunma mekanizması sunar. Bu çift yönlü bağlanma mekanizması, diş dayanıklılığını artırarak kırılmalara karşı restorasyonun bütünlüğünü korumasına katkıda bulunur. Günümüzde rezin simanlar, fiber postların, seramik ve kompozit inley, onley, kaplama, kuron, endokuron, köprü ve ortodontik bantların simantasyonunda yaygın olarak tercih edilmektedir (69,70).

Rezin simanlar üç temel bileşenden oluşmaktadır. Organik polimer matriks fazı Bis-GMA ve UDMA gibi yüksek viskoziteli monomerler içerir. Viskoziteyi azaltarak akışkanlığı artırmak amacıyla TEGDMA eklenir (71). UDMA, Bis-GMA'ya kıyasla daha iyi adezyon ve renk stabilitesi sağlarken, her iki monomer de polimerizasyon büzülmesini kontrol altına alır. İnorganik dolgu fazı ise ağırlıkça %20 ila %75 oranında kuvars, borosilikat cam, baryum alüminosilikat, lityum alüminosilikat, iterbiyum ve çinko gibi farklı boyut ve şekillerde dolgu partikülleri içerir. Dolgu partikül boyutunun küçülmesi, organik matriks oranını azaltarak termal genleşme katsayısını düşürür, su emilimini engeller ve polimerizasyon büzülmesini minimize eder (72). Ara faz, silan bazlı bağlayıcı ajanlar, polimer matriks ile dolgu partikülleri arasında güçlü kimyasal bağ oluşturarak malzemenin bütünlüğünü korur. Silan ajanları, su penetrasyonunu engelleyerek çözünürlüğü azaltır ve uzun süreli stabiliteyi artırır (73).

2.4.2. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Adeziv rezin simanlar, kimyasal bileşenleri, polimerizasyon süreçleri ve bağlanma yöntemleri temelinde farklı kategorilere ayrılabilir (74). Rezin simanlar;

Polimerizasyon mekanizmalarına göre (75);

1. Işık ile polimerize olan rezin simanlar (light-cure)

2. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (self-cure)

3. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar (dual-cure)

Adeziv sistemlerine göre de (74);

1. Etch and rinse simanlar

2. Self etch simanlar

3. Self adeziv simanlar olarak sınıflandırılmaktadırlar.

2.4.2.1. Polimerizasyonlarına göre sınıflandırma

2.4.2.1.a. Işık ile polimerize olan rezin simanlar (Light-Cure): Işık ile polimerize olan rezin simanlar (Light-Cure) içeriğinde ışığa duyarlı olan kamforokinon ve reaksiyonu hızlandırıcı alifatik amin bulunan tek pat şeklinde üretilmiştir. Polimerizasyon, hızlandırıcı alifatik amin serbest radikallerin açığa çıkması ile başlar. Polimerizasyonu başlatan görünür ışığın dalga boyu 420-450 nm arasındadır. Bu rezin simanlar, görünür ışığın ulaştığı 1,5-2 mm kalınlıktan az olan translusent yapıdaki seramik veya kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılmmaktadır (76). Yaygın olarak kullanılan mikrodolduruculu ve hibrit rezin simanların büyük bir kısmı ışık ile polimerize olmakta ve TEGDMA bazlı bir matriks içermektedir. Bu özellikleri sayesinde, kimyasal olarak sertleşen rezin simanlara kıyasla daha yüksek renk stabilitesine sahiptirler (77).

Işıkla polimerize olan rezin simanlara örnek olarak; Rely X Veneer Cement (3M ESPE, ABD), Variolink Veneer (İvoclar Vivadent, Lichtenstein), NX3 Nexus Third Generation Light-cured (Kerr, ABD) ve Choice 2 Light-Cured Veneer Cement (BISCO Inc., ABD) verilebilir (78).

2.4.2.1.b. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (Self-Cure): Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar (Self-Cure) ise çift pat şeklinde üretilmektedir. Kimyasal reaksiyon, başlatıcı organik peroksit ile hızlandırıcı tersiyer aminin reaksiyona girmesi sonucu ortaya çıkan serbest radikallerin etkisi ile başlar (79). Bu rezin simanların içerisindeki amin grubunun zaman içerisindeki renklenmesi, çalışma zamanının kısa olması ve sertleşme süresinin hekim açısından kontrol zorluğu dezavantajlarıdır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar ışık geçişinin mümkün olmadığı metal, metal-seramik inley ve onley restorasyonlar, adeziv köprüler, endodontik postlar, seramik ve kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır. Kimyasal polimerize olan rezin simanlar arasında Panavia 2.1 (Kuraray, Japonya), Panavia F 2.0 ve C&B (Bisco, ABD) öne çıkan örnekler arasındadır (77,80).

2.4.2.1.c. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar (Dual-Cure): Kimyasal ve işık ile polimerize olan rezin simanlar (Dual-Cure), kimyasal olarak polimerize olan rezinler gibi çift pat şeklinde üretilmektedir. Hem kimyasal hem de

ışıkla aktive olurlar. Dual-cure simanların ana kısmında kamforokinon gibi ışığa duyarlı polimerizasyon başlatıcı; katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyonu başlatıcı peroksit amin bulunur. Bu rezin siman özellikle polimerizasyon ışığının yetersiz olduğu, ışık geçirgenliğinin kısıtlı olduğu 1,5-2 mm'den kalın ve opak restorasyonlarda tercih edilmektedir (81).

Polimerizasyon, simana ulaşan ışık ile başlar ardından kimyasal reaksiyon ile polimerizasyon tamamlanır. Peroksit amin yavaş reaksiyon göstererek simanın erken polimerize olmasını önler. Restorasyon yerleştirildikten sonra ışık ile polimerizasyon başlatılır ardından kendi kendine polimerize olan katalizör kısım reaksiyona devam eder. Genelde bu simanların translüsent olmasının sebebi çevre dokular ile alttaki diş dokusunun rengini yansıtması ve restorasyonun rengi ile uyumlu olmasındandır (75,82). Tam seramik kuronların, veneerlerin, seramik veya kompozit inley ve onleylerin simantasyonunda kullanılmaktadır (83).

Günümüz de yaygın olarak kullanılanlara örnek olarak; Variolink II (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein), RelyX ARC Adeziv rezin siman (3M ESPE, ABD), Panavia F2.0 (Kuraray, Japonya), NX3 Nexus 3 (Kerr, ABD), RelyX Unicem (3M ESPE, ABD) ve Maxcem (Kerr, ABD) verilebilir (84).

2.4.2.2. Adeziv sistemlerine göre sınıflandırma

2.4.2.2.a. Etch and rinse rezin simanlar: Adeziv sistemlerine göre sınıflandırılan rezin simanların ilk grubu etch-and-rinse sistemlerdir. Bu sistemlerde, mine ve dentin yüzeyi %30-40 ortofosforik asit ile belirli sürelerde pürüzlendirilerek iki veya üç aşamalı bir bağlanma süreci gerçekleştirilir (85). Asitle pürüzlendirme işlemi sonucunda mine yüzeyinde 5-50 µm derinliğinde porlar oluşurken, dentin yüzeyinde smear tabakası kaldırılır ve 5-10 µm derinlikte demineralizasyon meydana gelir. Bu aşamada dentin tübülleri açığa çıkar ve dentindeki kollajen liflerin çökmesini önlemek için yüzeyin dikkatli bir şekilde nemli bırakılması gerekmektedir (86).

Bağlanmanın en kritik aşamalarından biri primer uygulamasıdır. Primer, dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini artırarak rezin simanın penetrasyonunu kolaylaştırır. İçeriğinde bulunan hidrofilik monomerler, dentindeki kollajen ağı içerisindeki su ile yer değiştirerek hidrofobik bir yüzey oluşturur. Bu işlem sonrası Bis-GMA, UDMA, TEGDMA gibi hidrofobik monomerler içeren adeziv rezin uygulanır (87).

Etch-and-rinse sistemler, diş yüzeyi ile en güçlü bağlanmayı sağlayan simanlar olmasına rağmen, birden fazla aşama gerektirmesi ve uygulama hassasiyeti nedeniyle tekniğin karmaşık hale gelmesine sebep olabilir. Bu durum, bağlanma etkinliğini olumsuz etkileyebileceğinden, daha kolay uygulanabilen self-etch ve self-adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir (88).

2.4.2.2.b. Self etch rezin simanlar: Kendinden asitli primerler, mine ve dentini aynı anda asitleyerek primerleme işlemi yapar ve hibrit tabaka oluşturur. pH'ları genellikle 1-2 arasında olup, diş yüzeyinden yıkanmadan uygulanır. Bu sistemler iki aşamalı (asidik primer ve bonding ajanı) veya tek aşamalı (asidik monomerler aracılığıyla bağlanma) olarak kullanılabilir. Adeziv rezin, hibrit tabaka ile rezin bazlı siman arasında güçlü bir bağ oluşturur ve kendinden asitli sistemler, uygulama hatalarını azaltarak işlemi kolaylaştırır (89,90).

Bu sistemler pratik olmalarına rağmen, geleneksel asitleme ve yıkama gerektiren sistemlere kıyasla mine yüzeyine daha zayıf bağlanabilirler. Ayrıca, asidik primerler simandaki amin katalizörünü inhibe edebileceğinden kimyasal veya ışıkla sertleşen simanlarla kullanımında dikkat edilmelidir (91). Tek aşamalı sistemlerde su içeriğinin yüksek olması, rezin polimerizasyonunu olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle, bağlanma etkinliğini korumak için uygun primer ve siman kombinasyonu seçilmelidir (92).

2.4.2.2.c. Self adeziv rezin simanlar: Geleneksel yapıştırma simanlarının kullanım kolaylığı ile rezin bazlı simanların güçlü mekanik özelliklerini ve estetik avantajlarını bir araya getirmek amacıyla self adezivli rezin simanlar geliştirilmiştir (93). Bu simanların en önemli özelliklerinden biri, diğer rezin simanların aksine diş yüzeyinde ön hazırlık gerektirmemesidir. Özellikle smear tabakasının korunması nedeniyle, bu materyallerin postoperatif hassasiyet riskini azalttığı belirtilmektedir (94).

Bu simanlar, çift polimerizasyon mekanizmasıyla sertleşerek dentin dokusuna etkin bir şekilde bağlanabilir. Estetik uyum açısından değerlendirildiğinde, tam seramik kuronlar, laminate veneerler, porselen inley ve onley restorasyonları için uygun bir seçenek sunmaktadır. Kimyasal yapılarında akrilik veya diakrilat monomerlerin yanı sıra, materyale adeziv özellik kazandıran asidik monomerler de yer almaktadır. Geleneksel asitleme ve durulama yöntemlerinden farklı olarak, dentin üzerindeki smear tabakasını koruyarak bu tabaka aracılığıyla bağlanma sağlarlar (83).

Kullanım kolaylığı açısından tek aşamada uygulanabilmeleri ve simantasyon sonrası hassasiyetin genellikle düşük olması, bu simanların diş hekimleri tarafından tercih edilmesine katkıda bulunmuştur. Fakat, uzun vadeli adezyon performansları ile ilgili yeterli klinik veri henüz mevcut değildir (95).

2.5. STRES ANALİZİ İLE İLGİLİ TEMEL KAVRAMLAR

2.5.1. Kuvvet

Kuvvet, bir cismin hareket durumunu veya şeklini değiştirebilen fiziksel bir büyüklüktür. Uluslararası Birimler Sistemi'nde (SI) birimi Newton (N) olup, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir (75). Kuvvetler iç ve dış kuvvetler olmak üzere ikiye ayrılır. Dış kuvvetler, bir cismin dış çevresinden aldığı etkilerdir, iç kuvvetler ise cismin kendi iç yapısındaki parçalar arasındaki etkileşimleri ifade eder. Mekanik analizlerde, cisimler belirli parçalara ayrılarak bağımsız birimler gibi değerlendirilir. Bu yaklaşım, sistemin dengesini ve dayanıklılığını incelemek için temel bir yöntemdir (96).

2.5.2. Stres (Gerilme)

Bir cisme uygulanan kuvvet, cismin iç yapısında bir direnç oluşturur. Bu direnç, dış kuvvetle aynı büyüklükte fakat zıt yönde meydana gelir ve gerilme (stres) olarak adlandırılır. Gerilme genellikle S veya σ sembolleri ile gösterilir. SI birim sisteminde, gerilme birimi kuvvetin (N) bir alan birimine (m^2) bölünmesiyle elde edilir ve Pascal (Pa) cinsinden ifade edilir (1 Pa = 1 N/m^2). Diş hekimliği uygulamalarında, ölçümler genellikle milimetre cinsinden yapıldığından MPa birimi kullanılmaktadır (75).

Mekanik sistemlerde, cisme etki eden kuvvete bağlı olarak üç temel gerilme türü bulunmaktadır (97,98).

- Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress): Aynı doğrultuda ancak birbirine zıt yönde uygulanan iki kuvvetin, cismi sıkıştırarak veya kısaltarak deformasyona uğratması sonucu oluşan gerilme türüdür.

- Çekme Gerilmesi (Tension Stress): Aynı doğrultuda fakat ters yönde etki eden kuvvetlerin, cismi gererek veya esneterek uzamasına neden olduğu gerilme türüdür.

• Kesme (Makaslama) Gerilmesi (Shear Stress): Farklı düzlemlerde ve zıt yönlerde etki eden paralel kuvvetlerin, cismin belirli bir bölgesinde kaymaya neden olmasıyla oluşan gerilme tipidir.

Gerilme analizleri, özellikle mühendislik ve diş hekimliği gibi alanlarda malzeme dayanıklılığını değerlendirmek ve mekanik sistemlerin güvenliğini sağlamak amacıyla kritik bir öneme sahiptir. Kuvvet uygulanan bir yapıda genellikle tek bir gerilme türü oluşmaz; bunun yerine farklı gerilme türlerinin birleşimiyle bileşik gerilme durumları meydana gelir. Bu nedenle, malzeme performansının doğru şekilde analiz edilmesi için tüm gerilme bileşenlerinin dikkate alınması gerekmektedir (99).

2.5.3. Elastiklik Modülü (Young's Modulus)

Elastiklik katsayısı, bir malzemenin uygulanan kuvvet karşısında gösterdiği deformasyon direncini belirleyen önemli bir mekanik parametredir. İlk olarak İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından tanımlandığı için Young Modülü olarak da adlandırılmaktadır. Bu katsayı, elastik deformasyon sınırları içinde malzemenin sertliğini gösterir ve gerilmenin gerinime oranı olarak hesaplanır. Matematiksel olarak şu formülle ifade edilir (96,100):

Elastisite Modülü = Gerilim / Gerinim

Elastiklik katsayısı, malzemelerin mekanik özelliklerine bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Katsayının yüksek olması, malzemenin deformasyona karşı daha fazla direnç gösterdiğini ve sert bir yapıya sahip olduğunu ifade eder. Özellikle sert malzemeler, iç yapılarındaki güçlü atomik bağlar sayesinde bozulmaya karşı yüksek iç dirence sahiptir. Buna örnek olarak kompakt kemiğin elastiklik katsayısının yumuşak dokunun yaklaşık 6700 katı olması gösterilebilir (98,101).

Elastiklik katsayısı, malzeme bilimi, mühendislik ve biyomekanik alanlarında geniş bir kullanım alanına sahiptir. Özellikle diş hekimliğinde kullanılan biyomalzemelerin dayanıklılığını değerlendirmek için kritik bir parametre olarak kabul edilmektedir (97).

2.5.4.Gerinim-Deformasyon

Gerinim, bir cisme uygulanan kuvvetin etkisiyle meydana gelen boyutsal değişimin cismin başlangıçtaki boyutuna oranı olarak tanımlanır. Gerinim bir kuvvet

değil, yalnızca bir büyüklük olup genellikle yüzde (%) olarak ifade edilir. Matematiksel olarak şu şekilde ifade edilir (102):

Gerinim = Boyuttaki Değişim / İlk Boyut

Gerinim, cismin gösterdiği tepkiye bağlı olarak elastik veya plastik olabilir (Donald R,2010):

• Elastik Gerinim: Cisme uygulanan kuvvet ortadan kalktığında, cismin eski şekline geri döndüğü deformasyon türüdür.

• Plastik Gerinim: Uygulanan kuvvet kaldırıldığında cismin eski haline dönemediği, kalıcı şekil değişiminin meydana geldiği gerinim türüdür.

• Elasto-Plastik Gerinim: Cisme etki eden kuvvet kaldırıldığında, şekil değişiminin bir kısmı geri dönerken, bir kısmı kalıcı olarak deformasyona uğramaktadır.

Bir cisme uygulanan kuvvet, cismin dayanabileceği maksimum gerilim seviyesini aşarsa, kopma veya kırılma meydana gelebilir. Gerilim ve gerinim birbirinden farklı kavramlar olmasına rağmen, bir cisim üzerine uygulanan kuvvet sonucu gerilim oluştuğunda, gerinim de meydana gelir. Gerilim, yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvet iken, gerinim yalnızca bir boyutsal değişim oranıdır. Gerinim analizleri, mühendislik, biyomekanik ve diş hekimliği gibi alanlarda malzeme dayanıklılığını ve deformasyon mekanizmalarını anlamak için kritik bir parametre olarak değerlendirilmektedir (96).

2.5.5. Hooke Kanunu

Hooke Kanunu, Robert Hooke tarafından tanımlanmış olup, belirli bir gerilme sınırı içerisinde malzemelerin şekil değişiminin (gerinim), uygulanan kuvvetle (gerilim) doğru orantılı olduğunu belirtir. Bu yasa, bir maddenin maruz kaldığı bozulmanın, onu bozan kuvvetle ilişkili olduğunu ifade eder. Gerilim ve gerinim arasındaki bu doğrusal ilişkiyi gösteren eğri, bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda ne kadar deformasyon olacağını öngörmeye yardımcı olur. Eğrinin doğrusal kısmındaki eğim, kuvvet katsayısını (k) verir ve bu da cismin sertlik derecesini belirler. Yüksek elastikiyet katsayısına sahip malzemeler rijit (sert), düşük elastikiyet katsayısına sahip olanlar ise daha esnek olarak tanımlanır. Hooke Kanunu, belirli stres sınırları aşılmadığı sürece,

nesnelerin mekanik davranışlarını yaklaşık olarak açıklamak için temel bir model olarak kullanılır (103,104)

2.5.6. Poisson Oranı

Poisson oranı (ν), bir malzemeye uygulanan kuvvet sonucunda enine deformasyonun (yanal uzama veya daralma) boyuna deformasyona (uzama veya kısalma) oranı olarak tanımlanan bir büyüklüktür. Bir malzemeye çekme kuvveti uygulandığında, kuvvet doğrultusunda uzama meydana gelirken, kuvvete dik eksende daralma gözlemlenir. Sıkışma kuvvetleri altında ise, malzeme kuvvet doğrultusunda kısalırken, enine genişleme meydana gelir (103,105).

2.5.7. von Mises Stresi

von Mises stresi, malzemelerin şekil değiştirmenin başladığı noktayı belirlemek ve kırılma dayanıklılığını analiz etmek için kullanılan önemli bir kriterdir. Gerilim dağılımı ve yoğunluğu hakkında bilgi sağlayarak malzemenin dayanımını değerlendirmeye yardımcı olur. von Mises stresi, iki veya üç eksenli gerilmeleri tek eksenli bir eşdeğer stres değeriyle ifade ederek, malzemenin çekme dayanımını belirler. Bu yöntem, malzemeye çok eksenli yüklerin uygulandığı durumlarda plastik deformasyonun oluşup oluşmadığını tespit etmek için yaygın olarak kullanılır. Ayrıca, yorulma dayanıklılığı (fatigue) analizlerinde, malzemelerin tekrarlı yükler altındaki performansını değerlendirmede önemli bir parametre olarak kabul edilir. von Mises stresi, SEA verilerinin yorumlanmasında da kritik bir rol oynar. Analizlerde genellikle renk yelpazesi kullanılarak görselleştirilir ve malzemenin gerilme yoğunlukları hakkında ayrıntılı bilgi sağlar (106,107).

2.5.8. Asal Stresler (Principal Stresses)

Üç boyutlu cisimlerde, kesme gerilmelerinin sıfır olduğu yönlerde yalnızca dik doğrultudaki gerilmeler etkilidir. Bu yönlerde tanımlanan gerilmelere “asal gerilmeler” denir. Asal gerilmeler; maksimum (σ1), ara (σ2) ve minimum (σ3) olmak üzere üç farklı tipten oluşur ve büyüklüklerine göre maksimumdan minimuma doğru sıralanır. Maksimum asal gerilme en yüksek çekme gerilmesini temsil ederken, minimum asal gerilme en yüksek sıkışma gerilmesini ifade eder. Yükleme altındaki bir yapıda, asal gerilmelerden hangisinin mutlak değeri daha büyükse, cismin mekanik davranışı esas olarak bu gerilme bileşeni tarafından belirlenir (108,109).

2.6. STRES ANALİZİ YÖNTEMLERİ

Ağız içindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, dişler, kemik, yumuşak dokular ve dental materyaller üzerinde gerilim oluşturarak stres dağılımına neden olmaktadır. Bu streslerin belirlenmesi ve analizi, restoratif ve protez uygulamalarının biyomekanik uyumluluğunu artırmak ve uzun ömürlü olmalarını sağlamak açısından büyük önem taşımaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılığının artırılması ve çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilme davranışlarının anlaşılması, restorasyonların başarısını doğrudan etkilemektedir (75).

Canlı dokuların mekanik yükler altındaki tepkilerinin doğrudan incelenmesi, hem maliyetli hem de teknik olarak zorlayıcı olabilir. Bazı durumlarda ise bu tür analizlerin doğrudan yapılması mümkün değildir. Bu nedenle, diş hekimliğinde biyomekanik modeller kullanılarak, farklı kuvvetlerin doku ve materyaller üzerindeki etkileri simüle edilmektedir. Bu modeller sayesinde, stresin yoğunlaştığı bölgeler belirlenerek restorasyonların biyomekanik prensiplere uygun şekilde tasarlanması sağlanmaktadır. Stres analizleri, hem dental materyallerin uzun ömürlü olmasını hem de biyolojik dokulara zarar vermeden optimum fonksiyon sağlamasını amaçlayan önemli bir araştırma alanıdır (110).

Diş hekimliği alanında, restorasyonların dayanıklılığını ve biyomekanik uyumluluğunu değerlendirmek amacıyla çeşitli stres analiz teknikleri kullanılmaktadır. Başlıca yöntemler şunlardır (111):

1. Gerilim Ölçer ile Analiz Yöntemi – Malzeme üzerindeki gerilme değişimlerini belirlemek için kullanılan elektriksel direnç esaslı bir yöntemdir.

2. Fotoelastik Analiz Yöntemi – Şeffaf malzemeler kullanılarak gerilme dağılımlarını optik olarak incelemeye olanak tanır.

3. Holografik İnterferometri ile Analiz Yöntemi – Lazer teknolojisi ile malzeme üzerindeki küçük deformasyonları ve stres dağılımlarını yüksek hassasiyetle ölçmeye yardımcı olur.

4. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi – Malzeme yüzeyine uygulanan vernik tabakasında stres altında oluşan çatlakları inceleyerek gerilme bölgelerini tespit etmeye yönelik bir tekniktir.

5. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SEA) – Bilgisayar tabanlı bir modelleme yöntemi olup, kompleks yapılar üzerinde stres analizlerini sayısal verilerle değerlendirme imkânı sunar.

Bu yöntemler, restorasyonların biyomekanik stabilitesini artırmak, materyal seçimini optimize etmek ve uzun vadeli klinik başarıyı sağlamak amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır.

2.6.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

SEA, biyomekanik sistemlerin matematiksel modellemelerinin bilgisayar ortamında oluşturulup analiz edilmesine dayanan bir yöntemdir. Bilgisayar destekli bu yöntem, gerçeğe en yakın dijital modeller oluşturarak yapıların mekanik davranışlarını incelemeyi mümkün kılar. Fiziksel sistemleri matematiksel denklemlerle sayısal olarak çözüme kavuşturan SEA, modern mühendislik ve biyomekanik çalışmalarında yaygın şekilde kullanılmaktadır (98,112)

İlk olrak 1960'lı yıllarda Clough tarafından isimlendirilen bu yöntem, havacılık mühendisliğinde yapısal stres analizlerinde kullanılmaya başlanmış, daha sonra akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analizler ve biyomekanik çalışmalara uyarlanmıştır (97). Diş hekimliği alanında SEA, Ledney ve Huang'ın 1968'de lineer bir diş modeli oluşturmasıyla kullanılmaya başlanmış, Farah (1972), Thresher (1973) ve Yettram (1976) gibi araştırmacıların çalışmalarıyla yaygınlaşmıştır (113,114). Günümüzde diş hekimliğinde restoratif materyaller, ortodontik kuvvetler, implant stabilitesi ve maksillofasiyal cerrahi uygulamalarında etkin bir analiz yöntemi olarak kullanılmaktadır (98).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek, dental yapılar üzerindeki stres dağılımlarını analiz etmek ve biyomekanik sistemleri modellemek için SEA yönteminden faydalanılmaktadır. Dental implantlar, protezler, ortodontik apareyler ve çene kemikleri gibi karmaşık yapıların mekanik yükler karşısındaki tepkilerini anlamada SEA önemli bir rol oynamaktadır. Farklı yükleme koşulları altında diş ve çevre dokularındaki gerilim ve deformasyon dağılımlarını incelemek amacıyla kullanılan bu yöntem, dental materyallerin dayanıklılığını artırmak ve biyomekanik uyumluluğu sağlamak açısından büyük katkılar sunmaktadır (115,116).

SEA yöntemi, incelenecek bölgeyi küçük ve basit parçalara (elemanlara) ayırarak, analizleri bu elemanlar üzerinden gerçekleştiren bir matematiksel sistemdir. "Parçadan bütüne gitme" prensibiyle çalışan bu teknik, kompleks yapıların analizini daha kolay ve uygulanabilir hale getirmektedir. Deneysel olarak incelenmesi zor veya imkânsız olan mekanik süreçler, SEA yöntemi ile bilgisayar ortamında modellenerek daha güvenilir sonuçlar elde edilebilmektedir (105,117).

SEA yöntemi ile yapılan analizler tek boyutlu, iki boyutlu veya üç boyutlu olarak gerçekleştirilebilir. Tek boyutlu analizler daha basit mekanik problemlerin çözümüne odaklanırken, iki boyutlu analizler düzlemsel yapıların stres ve deformasyon durumlarını incelemektedir. Üç boyutlu analizler ise diş ve kemik dokularının gerçeğe en yakın şekilde modellenmesine olanak tanıyarak, daha ayrıntılı ve doğru sonuçlar elde edilmesini sağlar (3,118).

2.6.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Aşamaları

Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SEA), karmaşık mekanik sistemlerin bilgisayar ortamında modellenerek incelenmesine olanak tanıyan bir yöntemdir. Ön işlem, analiz ve değerlendirme olmak üzere üç temel aşamadan oluşur.

1. Ön İşlem (Pre-Processing);

Bu aşama, analiz sürecinin temelini oluşturur ve modelin hazırlanmasını içerir. Öncelikle analiz edilecek yapı, bilgisayar ortamına aktarılarak bir geometrik model oluşturulur. Bu modeller genellikle CAD yazılımları aracılığıyla elde edilir. Diş hekimliği uygulamalarında, üç boyutlu bilgisayarlı tomografi veya lazer tarama sistemleri ile anatomik veriler elde edilir ve bu veriler dijital ortamda işlenerek analiz için uygun hale getirilir. Geometrik model oluşturulduktan sonra, model elemanlara bölünerek bir ağ yapısı (mesh) oluşturulur (99,119,120). Bu işlem, modelin sonlu sayıda küçük parçalara ayrılmasını sağlar ve her elemanın birbirine bağlı düğüm noktaları (nodes) aracılığıyla etkileşime girmesine olanak tanır. Eleman sayısının artırılması, çözümün hassasiyetini artırırken işlem süresini uzatabilir. Bu nedenle, analiz edilecek yapının doğruluğunu artırmak için uygun bir ağ yoğunluğu belirlenmelidir. İdeal bir ağ yapısı oluşturulurken, gerilimlerin en yoğun olduğu bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılır, düşük stres bölgelerinde ise daha büyük elemanlar tercih edilir. Böylece analiz süresi optimize edilirken doğruluk seviyesi artırılmış olur (114).

Hazırlık aşamasının son kısmında, analiz için gerekli olan sınır koşulları belirlenir. Sınır koşulları, modelin nasıl sabitleneceğini ve hangi bölgelere kuvvet uygulanacağını tanımlar (114). Ayrıca, mekanik özelliklerin belirlenmesi için elastisite modülü (Young's modulus), Poisson oranı ve malzeme özellikleri gibi parametreler sisteme tanıtılır. Yükleme koşullarında ise uygulanacak kuvvetlerin yönü, büyüklüğü ve açısı belirlenerek model üzerinde tanımlanır. Diş hekimliğinde yapılan analizlerde, dental materyallerin ve implantların mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi açısından bu parametreler büyük önem taşımaktadır (98,99,109).

2. Analiz (Processing);

Çözüm aşaması, modelde tanımlanan elemanların mekanik özelliklerinin ve yükleme koşullarının işlenerek analiz edilmesini içerir. Bu aşamada, modelin her bir elemanının belirlenen yükler altında nasıl tepki vereceği hesaplanır. Çözüm sürecinde kullanılan matematiksel yöntemler, diferansiyel denklemler ve lineer cebir prensiplerine dayanır. Sonlu elemanlar analizinde genellikle iki farklı çözüm yaklaşımı kullanılmaktadır: Lineer analiz ve non-lineer analiz. Lineer analizde, malzemelerin elastik sınırlar içinde kaldığı varsayılır ve Hooke yasasına uygun olarak gerilim-gerinim ilişkisi doğrusal olarak kabul edilir. Ancak, biyolojik dokuların ve dental materyallerin mekanik davranışı genellikle non-lineer olduğu için, daha gerçekçi sonuçlar elde edebilmek adına non-lineer analizlerin uygulanması gerekmektedir (117).

Analiz sürecinde elde edilen temel veriler arasında gerilimler (stress), yer değiştirme (displacement), gerinim (strain) ve deformasyonlar bulunur. Bu veriler, model üzerindeki kuvvet dağılımlarını anlamak ve yapısal bütünlüğü değerlendirmek için kullanılır. Diş hekimliğinde, özellikle dental implantlar ve restoratif materyallerin maruz kaldığı çiğneme kuvvetlerinin analizi yapılırken, von Mises stres analizi gibi yöntemler sıklıkla kullanılır. von Mises stres değerleri, yapısal stabilite ve mekanik dayanıklılık açısından önemli bilgiler sunar. Ayrıca, analiz edilen materyalin kırılgan mı yoksa dayanıklı mı olduğu hakkında bilgi sağlayarak restoratif materyallerin klinik başarısını artırmaya yönelik veriler sunmaktadır (7,121,122).

Çözüm sürecinde elde edilen veriler, modelin belirlenen sınır koşulları altında nasıl davrandığını gösterir. Yükleme koşullarına bağlı olarak elemanlar arasındaki gerilimler hesaplanarak, hangi bölgelerde maksimum stres biriktiği ve hangi bölgelerde deformasyonun daha fazla olduğu tespit edilir (7).

3. İşlem Sonu Düzenleme (Post-processing);

Post-processing aşaması, analizden elde edilen verilerin işlenmesi ve yorumlanması sürecidir. Bu aşamada farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler sonucunda elde edilen gerilim, deformasyon ve yer değiştirme değerleri değerlendirilir. Analiz sonuçları değerlendirilirken, kullanılan materyalin mekanik özellikleri dikkate alınarak uygun analiz yöntemi seçilir. Kırılgan materyaller için asal gerilim (principal stresses) değerleri kullanılırken, metalik materyallerin analizinde von Mises stres değerleri tercih edilmektedir. Asal gerilimler, modelde oluşan maksimum çekme gerilimi (maximum principal stress) ve sıkışma gerilimi (minimum principal stress) gibi değerleri ifade eder. von Mises stres değeri ise tüm yapıda oluşan stres dağılımını anlamak için kullanılır (98,120,123,124).

2.6.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Avantaj ve Dezavantajlar

SEA, mühendislik ve biyomekanik alanlarında karmaşık yapıların stres ve deformasyon analizlerini gerçekleştirmek için kullanılan sayısal bir yöntemdir. Bu yöntem, malzemelerin farklı yükleme koşulları altındaki davranışlarını anlamak için dijital modelleme tekniklerinden yararlanarak detaylı ve güvenilir veriler sunar. Sonlu elemanlar analizinin avantajları ise (114,120,124);

- Karmaşık geometrilere sahip yapıların analizini mümkün kılar. Özellikle delikli, köklü ve çok bileşenli sistemlerin modellenmesine olanak tanır.
- Dijital modelleme sayesinde farklı malzeme özellikleri bir arada incelenebilir ve homojen olmayan yapıların analizine olanak tanır.
- Yükleme pozisyonları ve kuvvet değişiklikleri kolaylıkla uygulanabilir. Bu da hassas sonuçlar elde edilmesini sağlar.
- Modellerin malzeme özellikleri gerçeğe uygun bir şekilde tanımlanabilir. Böylece farklı yüzeyler arasındaki sürtünme, temas ve yapışma gibi etkileşimler gerçekçi bir biçimde incelenebilir.
- İnvaziv değildir ve in vivo çalışmalara olan ihtiyacı en aza indirir.
- In vitro testlere kıyasla daha az zaman gerektirir. Laboratuvar testlerine olan ihtiyacı azaltır ancak tamamen ortadan kaldırmaz.
- Statik ve dinamik analizler yapılabilir. Bu sayede hem sabit hem de hareketli yükler altında yapıların davranışı gözlemlenebilir.

- Gerilim noktaları teorik olarak hesaplanabilir. Böylece yapıların zayıf noktaları belirlenerek tasarım iyileştirmeleri yapılabilir.
- Modelleme istenilen sayıda tekrarlanabilir. Böylece farklı yükleme senaryoları test edilebilir ve optimizasyon yapılabilir.
- Cerrahi öncesi planlamalarda kullanılabilir. Hastaya özel tedavi planlarının oluşturulmasına yardımcı olur.
- İç içe geçmiş anatomik ve mekanik yapıların görselleştirilmesine olanak tanır ve kraniofasiyal yapıların detaylı incelenmesini sağlar.
- Sonuçlar görsel olarak desteklenebilir. Böylece analizlerin anlaşılması ve yorumlanması kolaylaşır.
- Analitik ve deneysel yöntemlere kıyasla daha hassas sonuçlar üretir. Karmaşık yapıların detaylı incelenmesini sağlar.
- Sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamak için etkili bir yöntemdir. Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuçlar verebilir.

Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları ise (114,124,125);

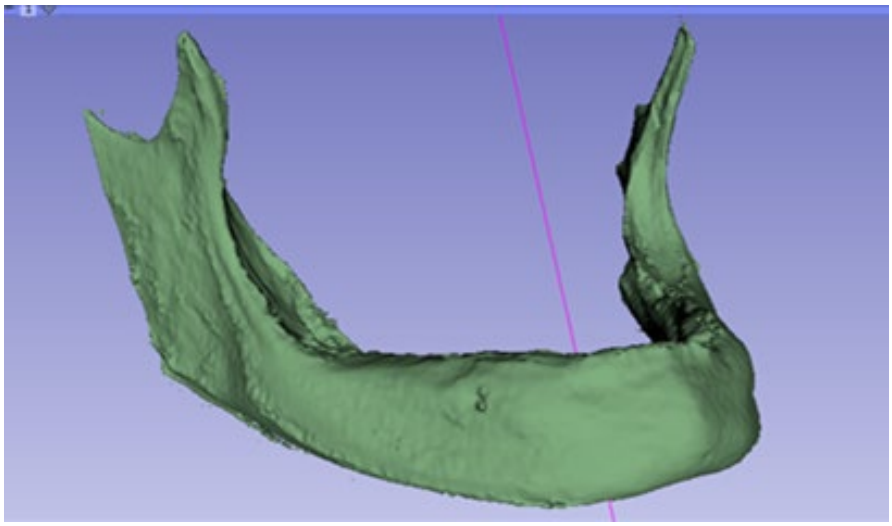
- Yüksek donanım gereksinimi: SEA analizlerinin doğru şekilde yapılabilmesi için güçlü işlem kapasitesine sahip bilgisayar sistemleri ve özel yazılımlar gerekmektedir. Bu da yüksek maliyetlere yol açabilir.
- Sürekli yazılım güncellemeleri gerektirir: Teknolojideki gelişmelerle birlikte kullanılan yazılımların güncellenmesi ve optimize edilmesi zorunludur.
- Sonuçların doğruluğu belirli parametrelere bağlıdır. Analizin güvenilirliği; malzeme özelliklerinin sisteme doğru tanımlanması, sınır şartlarının doğru belirlenmesi ve analiz metodolojisinin uygun uygulanmasına bağlıdır.

Sonuç olarak, Sonlu Elemanlar Analizi, diş hekimliği, biyomekanik ve mühendislik gibi birçok alanda kompleks yapıların mekanik davranışlarını incelemek için vazgeçilmez bir yöntemdir. Avantajları sayesinde hassas ve tekrarlanabilir analizler sunarken, yüksek maliyet ve karmaşık modelleme süreci gibi bazı dezavantajlar dikkate alınmalıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada gerçekleştirilen sonlu eleman analizleri, Tinus Technologies tarafından gerçekleştirilmiştir. Çalışmada, farklı üst yapı ve siman materyallerinin sabit protetik restorasyonlarda oluşturduğu stres dağılımı, SEA yöntemi kullanılarak üç boyutlu dijital modeller üzerinden değerlendirilmiştir. Analizlerde, üç farklı üst yapı materyali (Monalitik Zirkonya, Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat ve Rezin Nano Seramik) ile iki farklı siman türü (Variolink II ve Panavia F 2.0) kombinasyonlarına dayanan, toplamda altı farklı sabit protez modeli oluşturulmuştur. Her bir model, hem implant destekli hem de diş destekli olarak tasarlanmış ve biyomekanik davranışları karşılaştırmalı olarak analiz edilmiştir. Bu kapsamda, kullanılan anatomik yapılar ve restoratif elemanlar, klinik gerçekliğe uygun ve standardize biçimde dijital ortamda modellenmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu SEA modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1: Mandibula kemik modeli

Çalışmada kullanılan mandibula kemik modeli Visible Human Project (The National Library of Medicine, FACT SHEETS Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, USA) verisi kullanılarak elde edilmiştir. Elde edilen DICOM formatındaki veri segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır (Şekil 3.1).

3.1. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İÇİN MODELLERİN HAZIRLANMASI

3.1.1. Mandibular Kemik, Diş, Prepare Diş, ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Bu çalışmada kullanılan mandibula kemik modeli, Amerika Birleşik Devletleri Ulusal Tıp Kütüphanesi (The National Library of Medicine) tarafından yürütülen Visible Human Project (VHP) kapsamında elde edilen dijital görüntüleme verilerine dayanmaktadır. VHP verileri, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında indirilmiş ve segmentasyon işlemi için 3D Slicer açık kaynak yazılımına aktarılmıştır.

Segmentasyon işlemi sırasında mandibula kemik dokusu, Hounsfield birimi eşikleme yöntemi kullanılarak diğer anatomik yapılardan ayrıştırılmıştır. Segmentasyon sonucunda elde edilen hacimsel kemik modeli, .stl (stereolitografi) formatında dışa aktarılmıştır. Bu format, ileri düzey CAD/CAM yazılımlarında katı modelleme ve sonlu elemanlar analizine uygun olarak kullanılmaktadır.

Elde edilen .stl formatındaki model, ANSYS SpaceClaim yazılımına aktarılmış, burada mandibula geometrisinin temizlenmesi, yüzey iyileştirmeleri ve analiz için gerekli olan kortikal ve trabeküler kemik ayrımı gerçekleştirilmiştir. Kortikal kemik, mandibulanın dış yüzeyinden itibaren 2 mm kalınlıkta offset uygulanarak tanımlanmış; bu yapının iç sınırları referans alınarak trabeküler kemik oluşturulmuştur (Şekil 3.2).



Şekil 3. 2: Kortikal kemik

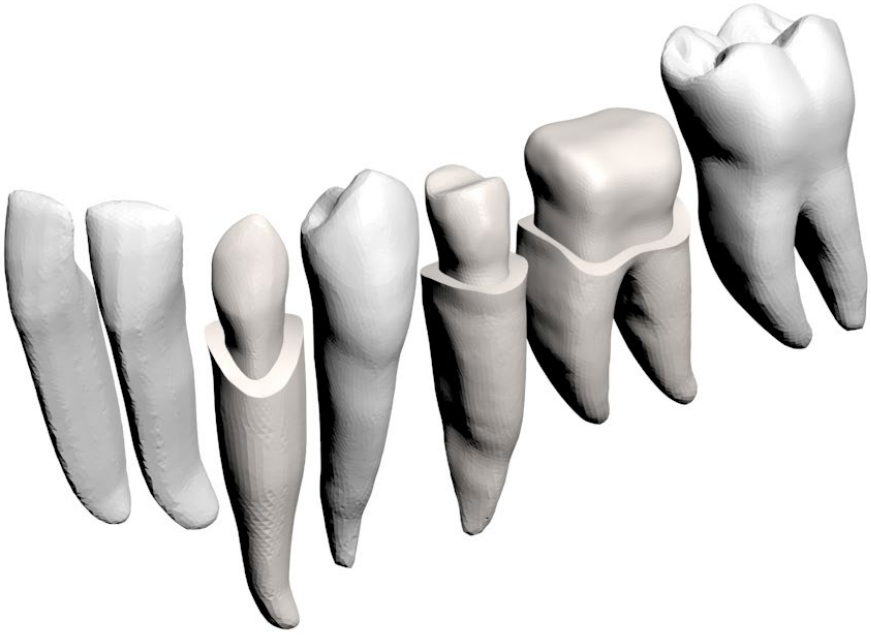
Diş morfolojileri, Wheeler Diş Morfolojisi Atlası verileri esas alınarak modellenmiştir. Dişlerin dış yüzeyi referans alınarak dışa doğru 0,25 mm offset uygulanmış ve bu sayede periodontal ligament tabakası tanımlanmıştır.

Restoratif modellerin oluşturulması amacıyla, kanin, birinci ve ikinci premolar ile birinci molar dişler, 1 mm genişliğinde rounded shoulder basamak uygulanarak prepare edilmiştir. Bu preparasyon şekli, estetik ve biyomekanik açıdan seramik restorasyonlarla uyumlu bir marjinal yapı sağlamaktadır.

Tüm yapılar, ANSYS SpaceClaim yazılımında anatomik referanslara uygun olarak üç boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme süreci tamamlanmıştır (Şekil 3.3, Şekil 3.4).



Şekil 3.3: Mandibular dişler

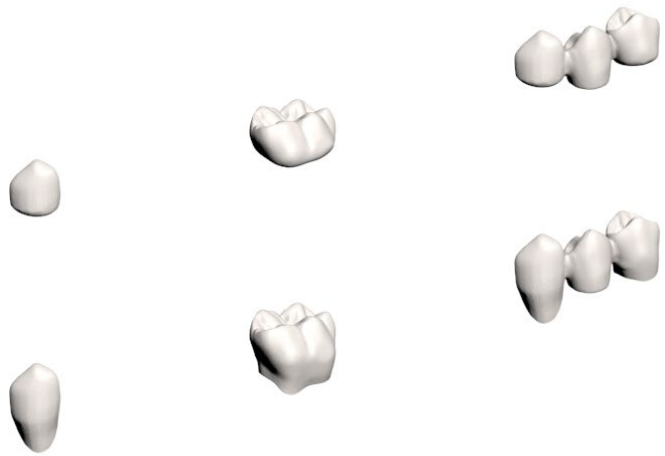


Şekil 3.4: Mandibular prepare dişler

3.1.2. İmplant ve Üst Yapının Modellenmesi

Bu çalışmada kullanılan Straumann Bone Level implantlar (4,1 × 10 mm ve 3,3 × 10 mm), abutmentlar (GH: 2 mm) ve bazal vidalar, üretici firma katalog verileri esas alınarak ANSYS SpaceClaim (ANSYS Inc., USA) yazılımı kullanılarak üç boyutlu olarak modellenmiştir. İmplant destekli modellerde, siman tabakası abutment'ın dış yüzeyleri referans alınarak 50 µm kalınlığında tanımlanmıştır. İlgili modellerdeki üst yapılar, yerleştirilen implant ve abutment geometrilerine uygun şekilde, Wheeler Diş Morfolojisi Atlası verileri dikkate alınarak oluşturulmuştur.

Diş destekli modellerde sabit protetik restorasyonlar için kuron kalınlığı 2 mm olarak belirlenmiştir. Bu modellerde siman tabakası, prepare edilen dişlerin dış yüzeyleri referans alınarak 50 µm kalınlığında tanımlanmıştır. Üst yapılar, ilgili diş morfolojisine uygun olarak Wheeler Atlası verileri doğrultusunda ANSYS SpaceClaim ortamında modellenmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Üst yapılar

3.1.3. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışmada, sabit protetik restorasyonların biyomekanik davranışlarını değerlendirmek amacıyla altı farklı restorasyon tipi modellenmiştir. Restorasyon tipleri, dişlerin morfolojik özellikleri ve destekleme şekilleri dikkate alınarak tasarlanmıştır.

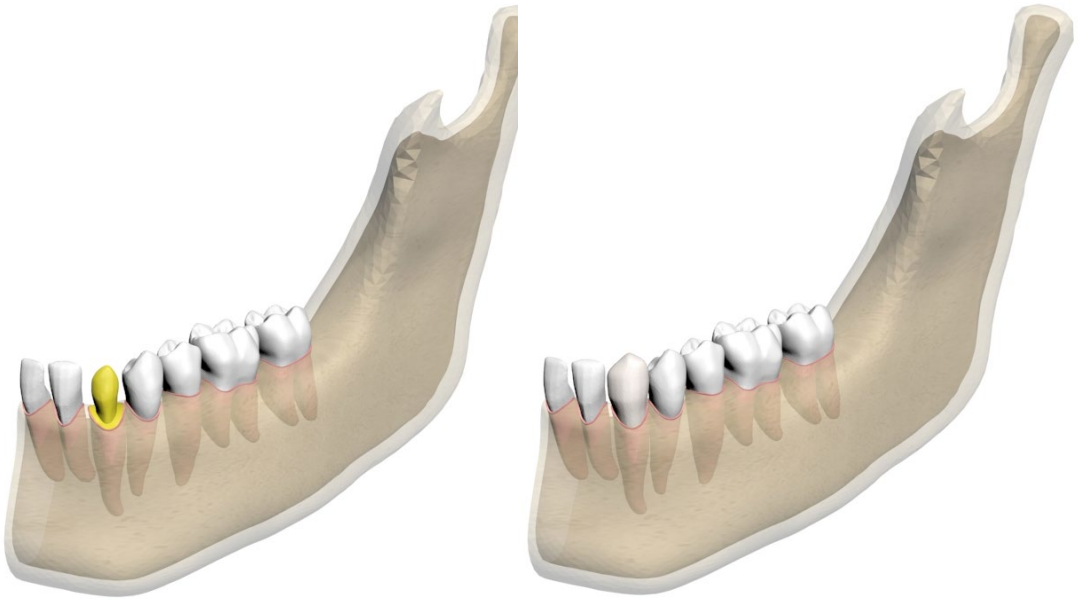
Model 1'de, prepare edilmiş 33 numaralı diş üzerine yerleştirilen tek kuron restorasyonu uygulanmıştır. Model 2'de ise 33 numaralı diş bölgesine implant destekli tek kuron yerleştirilmiştir. Model 3, prepare edilmiş 36 numaralı diş üzerine uygulanan tek kuron modelini temsil ederken, Model 4'te 36 numaralı diş bölgesine implant destekli kuron yerleştirilmiştir. Model 5'te, 33-34-35 numaralı dişleri kapsayan üç üyeli köprü restorasyonu planlanmış; burada prepare edilmiş 33 ve 35 numaralı dişler dayanak olarak kullanılmış, 34 numaralı diş bölgesi ise gövde olarak modellenmiştir. Model 6'da ise yine üç üyeli köprü tasarımı yapılmış, bu modelde 33 ve 35 numaralı bölgelerde implantlar dayanak olarak kullanılmış, 34 numaralı diş bölgesi gövde olarak tasarlanmıştır (Tablo 3.1, Şekil 3.6–3.11).

Tasarlanan her bir model üç farklı üst yapı materyali ile uygulanmıştır: monolitik zirkonya (Lava Plus, 3M ESPE), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Celtra Duo) ve rezin nano seramik (Ceresmart, GC). Bu materyallerin her biri iki farklı rezin esaslı siman ile birlikte değerlendirilmiştir: Variolink II (Ivoclar Vivadent) ve Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake Dental).

Tablo 3.1: Çalışma modelleri

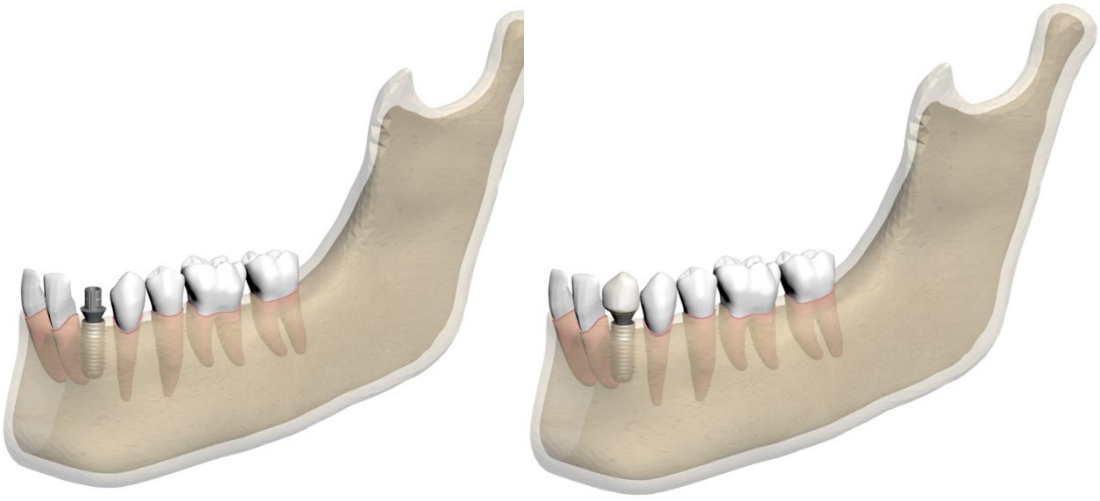
	Yerleşim Bölgesi	Kuron Tipi
Model 1	33 numara	Prepare edilmiş 33 numaralı diş üstü kuron
Model 2	33 numara	33 numaralı diş bölgesine implant üstü kuron
Model 3	36 numara	Prepare edilmiş 36 numaralı diş üstü kuron
Model 4	36 numara	36 numaralı diş bölgesine implant üstü kuron
Model 5	33, 35 numara	33-34-35 no'lu dişler bölgesi köprü - prepare edilmiş 33 ve 35 numaralı dişler, 34 numaralı diş bölgesi gövde
Model 6	33, 35 numara	33-34-35 no'lu dişler bölgesi köprü - 33 ve 35 numaralı dişler bölgesi implant, 34 numaralı diş bölgesi gövde

3.1.4. Çalışma Modelleri



(a) (b)

Şekil 3.6: Model 1 (a) Prepare edilmiş kanin modeli (b) Diş üstü kuron modeli



(a) (b)

Şekil 3.7: Model 2 (a) Abutment kanin modeli (b) İmplant üstü kuron modeli



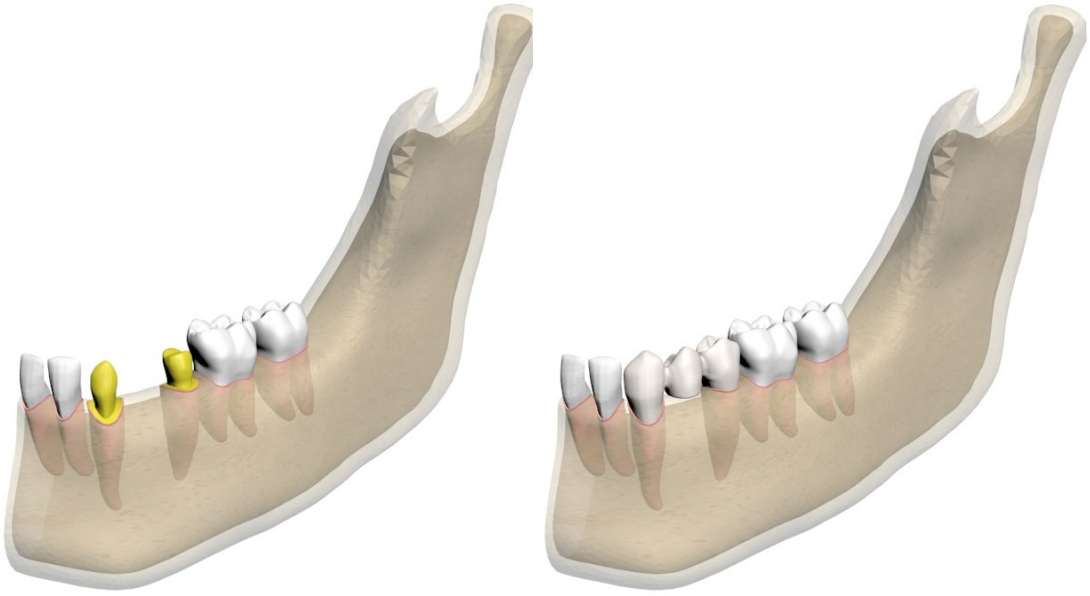
(a) (b)

Şekil 3.8: Model 3 (a) Prepare molar modeli (b) Diş üstü kuron modeli



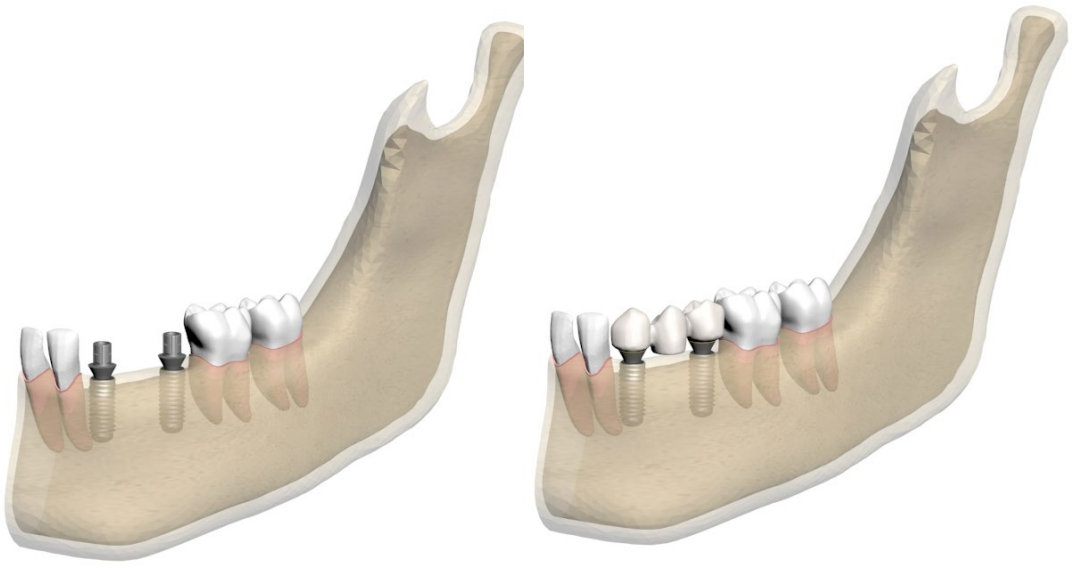
(a) (b)

Şekil 3.9: Model 4 (a) Abutment molar modeli (b) İmplant üstü kuron modeli



(a) (b)

Şekil 3.10: Model 5 (a) Prepare köprü modeli (b) Diş üstü köprü modeli

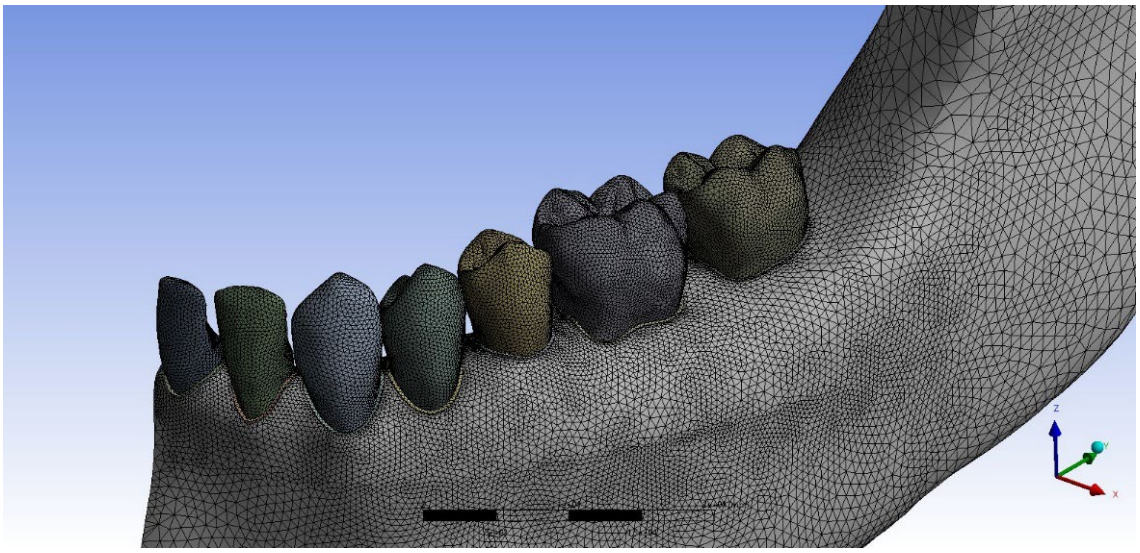


(a) (b)

Şekil 3.11: Model 6 (a) Abutment köprü modeli (b) İmplant üstü köprü modeli

3.2. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İÇİN MATEMATİKSEL MODELLERİN ELDE EDİLMESİ

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir (Şekil 3.11).



Şekil 3.12: Mesh model

Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır.

Oluşturulan 6 analiz modeli için düğüm ve eleman bilgileri Tablo 3.2'de paylaşılmıştır.

Tablo 3.2: Modellere ait sonlu eleman ve düğüm sayıları

	Toplam Düğüm Sayısı	Toplam Eleman Sayısı
Model 1	343914	1319731
Model 2	695203	2784925
Model 3	357897	1369854
Model 4	678265	2703992
Model 5	344541	1323964
Model 6	700008	2767522

3.3. MALZEME VE DOKU ÖZELLİKLERİN TANIMLARI

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır (Tablo 3.3).

Tablo 3.3: Analizde kullanılan malzemelerin özellikleri

Doku ve Materyal	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [v]	Kaynaklar
Kortikal Kemik	13700	0,3	(126,127)
Trabekuler Kemik	1370	0,3	(126,127)
Mine	84100	0,33	(128)
Titanyum	110000	0,35	(129)
Lava Plus (MZ)	210000	0,3	(130)
Celtra Duo (ZLS)	70000	0,25	(128)
Ceresmart (RNS)	9250	0,3	(131)
Varolink II ıvoclar	8300	0,24	(132)
Panavia F 2.0	12000	0,33	(133)

3.4. YÜKLEME SENARYOLARI VE SINIR KOŞULLARI

Bu çalışmada uygulanan yükleme senaryoları, dişlerin fonksiyonel konumlarına göre belirlenmiş ve literatürde bildirilen fizyolojik çiğneme kuvvetleri esas alınarak modellenmiştir (134). Vertikal kuvvetler ilgili dişlerin uzun aksına dik yönde, oblik kuvvetler ise ilgili dişlerin fossasından bukkalden linguale doğru, dişin uzun aksına 45° açıyla uygulanmıştır. Her model için iki ayrı yükleme senaryosu oluşturulmuştur:

- Vertikal kuvvet (dişin uzun aksına dik),
- Oblik kuvvet (45° açılı, bukkalden linguale yönlü) (Şekil 3.13).

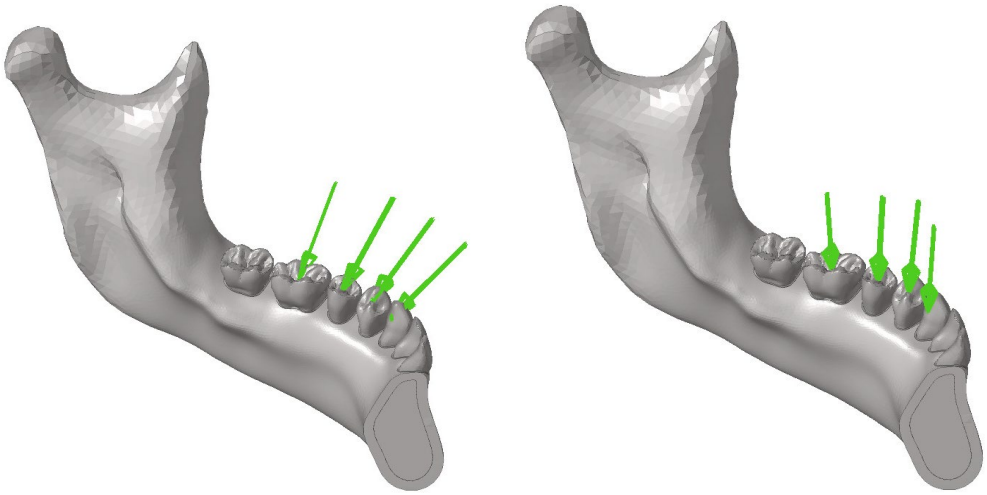
Uygulanan kuvvetler grup bazında aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır:

- Model 1 ve Model 2 (kanin): 200 N
- Model 3 ve Model 4 (1.molar): 300 N
- Model 5 ve Model 6 (kanin-1.premolar-2.premolar): Her bir dişe 200 N olmak üzere toplam 600 N luk kuvvet uygulanmıştır.

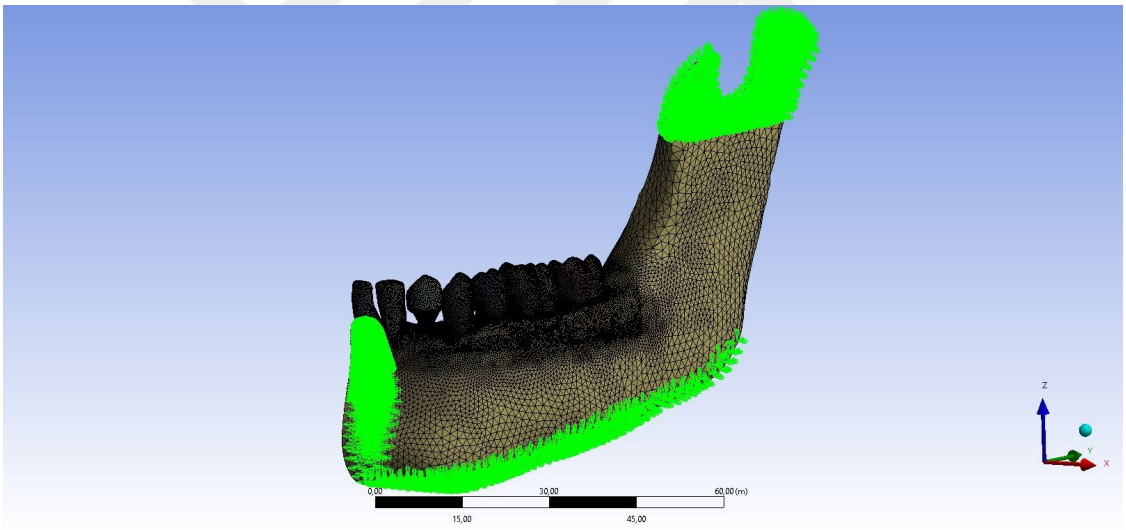
Modeller kemiğin superior ve inferior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Modelde bulunan bütün parçalara; X ekseni normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır (Şekil 3.14).

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 6 analiz modeli için;, 3 farklı üst yapı malzemesi, 2 farklı siman malzemesi ve 2 farklı kuvvet kullanılarak toplam 72 linear statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.13: Kuvvet uygulama noktaları



Şekil 3.14: Sınır koşulları

3.5 SISTEMLERIN BIRLEŞTIRILMESI VE PARÇALAR ARASI BAĞLANTI DURUMU

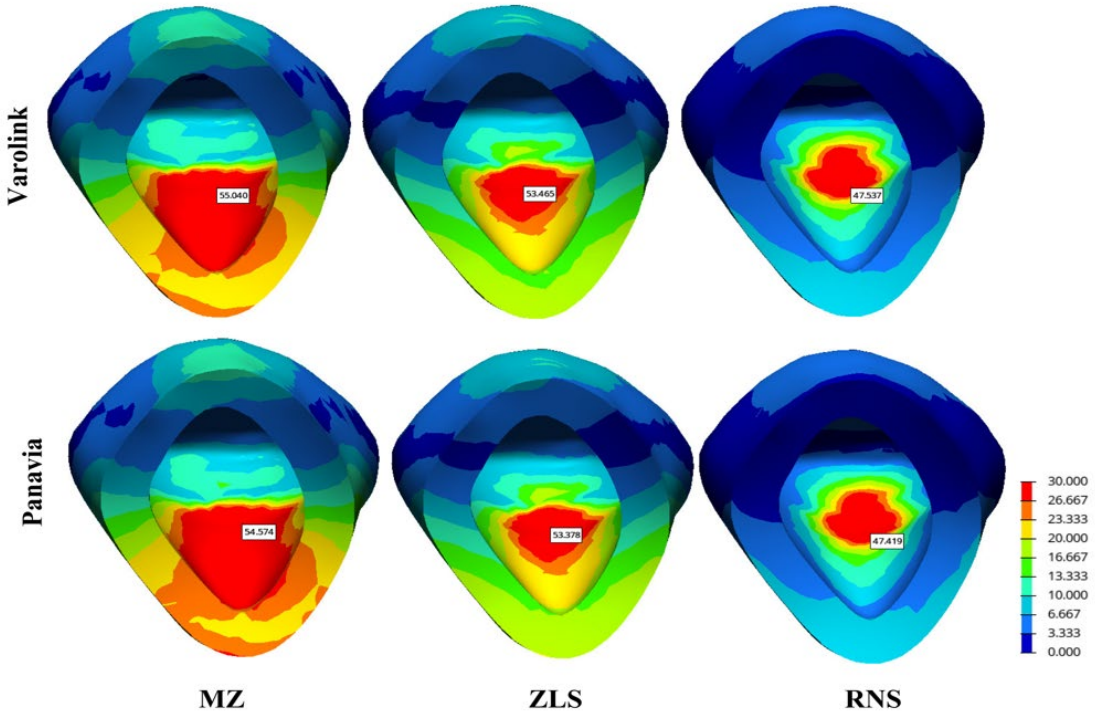
Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Tüm temas eden komponentler arasında BONDED tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4. BULGULAR

4.1. MODEL 1 SONUÇLARI

4.1.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 1 Analiz Sonuçları



Şekil 4.1: Model 1'de vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.

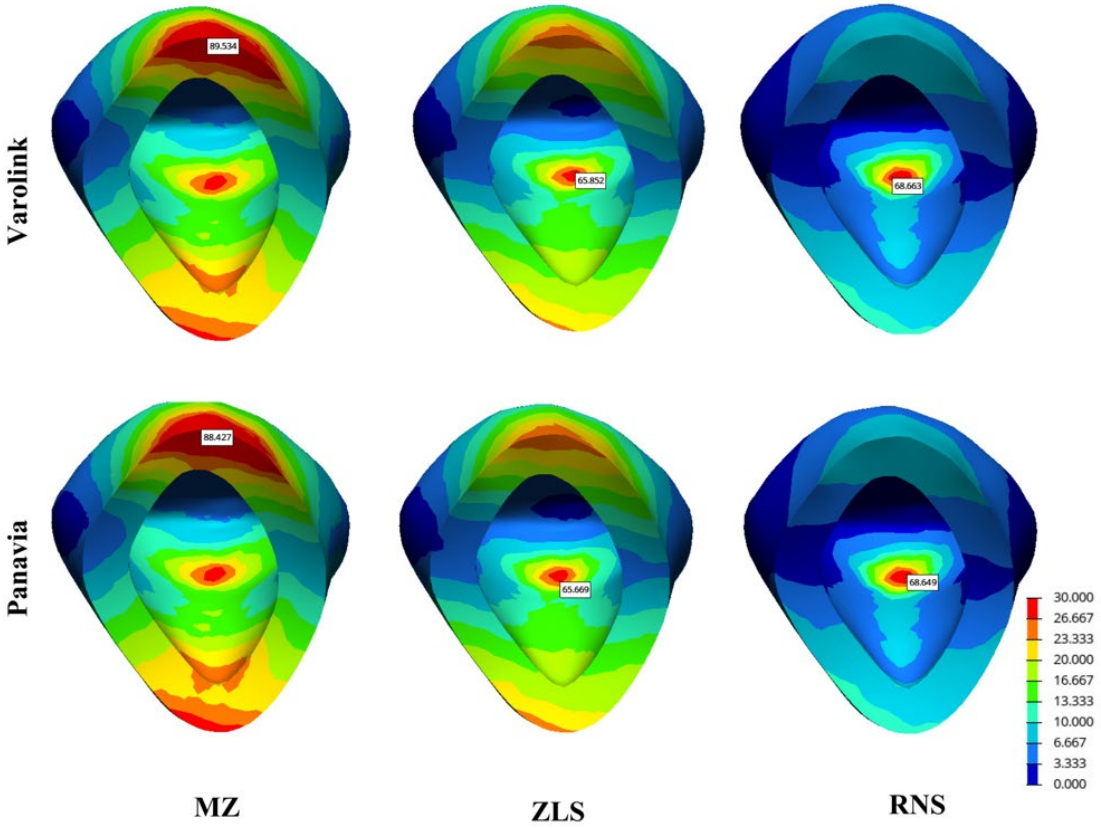
Şekil 4.1'de mandibular diş destekli kanin kuron üzerine vertikal yönde 200 N kuvvet uygulanması sonrasında MZ, ZLS ve RNS kuronların Varolink II ve Panavia F 2.0 simanları ile elde edilen von Mises gerilme dağılımları sunulmaktadır. Maksimum von Mises değerleri MZ için 55,04 MPa (Varolink) ve 54,57 MPa (Panavia); ZLS için 53,47 MPa (Varolink) ve 53,38 MPa (Panavia); RNS için ise 47,54 MPa (Varolink) ve 47,42 MPa (Panavia) olarak hesaplanmıştır. Siman tipleri arasında elde edilen değerler

birbirine oldukça yakın bulunmuş, stres büyüklüğü üzerinde belirgin bir etkisi olmadığı görülmüştür.

Gerilme dağılımları karşılaştırıldığında, üç materyalde de stresin kuronun iç yüzeyinde, lingual bölgede yoğunlaştığı tespit edilmiştir. MZ kuronlarda stres singulum bölgesinde geniş bir yüzeye yayıldığı gözlenmiştir. Lingual yüzeyin servikal marjin kenarında da yüksek stres alanları gözlenmiştir. ZLS kuronlarda bu alanın singulum bölgesinde daha dar bir odakta toplandığı gözlemlenmiştir. RNS kuronlarda ise maksimum değerlerin daha düşük olduğu ve stresin daha homojen bir şekilde dağıldığı belirlenmiştir. Maksimum stres insizal kenara yakın yüzeyde gözlenmiştir. Bukkal ve servikal kenarlarda tüm materyallerde gerilme değerleri düşük seviyelerde kalmıştır.

Vertikal yükleme altında MZ kuronlarda stresin daha yüksek değerlerle daha sınırlı bir bölgede yoğunlaştığı, RNS kuronlarda ise stres değerlerinin daha düşük olup daha geniş bir alana yayıldığı gözlenmiştir. ZLS kuronların ise maksimum stres büyüklüğü ve dağılım paterni açısından bu iki materyal arasında yer aldığı belirlenmiştir.

4.1.2 Oblik Kuvvet Altında Model 1 Analiz Sonuçları



Şekil 4.2: Model 1'de oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları.

Şekil 4.2'de mandibular diş destekli kanin kuron üzerine 200 N'luk 45° oblik kuvvet uygulanması sonrasında MZ, ZLS ve RNS kuronların Varolink ve Panavia simanları ile elde edilen von Mises gerilme dağılımları sunulmaktadır.

Maksimum von Mises değerleri MZ için 89,53 MPa (Varolink) ve 88,43 MPa (Panavia); ZLS için 65,85 MPa (Varolink) ve 65,67 MPa (Panavia); RNS için ise 68,66 MPa (Varolink) ve 68,65 MPa (Panavia) olarak hesaplanmıştır. Siman tipleri arasında değerler birbirine oldukça yakın olup, stres büyüklüğü üzerinde belirgin bir etkisi olmadığı görülmüştür.

Gerilme dağılımları incelendiğinde, üç materyalde de restorasyonun iç yüzeyinden bakıldığında maksimum stresin kuronun insizal kenarına yakın, prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine denk gelen kısmında yoğunlaştığı görülmüştür. MZ

kuronlarda en yüksek değerler bukkal bölgenin servikal marjininde lokalize olmuş, gerilme daha dar ve keskin bir odakta yoğunlaşmıştır. ZLS'de stres dağılımı MZ'ye göre daha geniş bir alana yayılmış, orta düzey (sarı–yeşil) bantlar lingualden bukkale doğru kademeli bir geçiş göstermiştir. Maksimum stres insizal kenarda görülmüştür. RNS kuronlarda ise stres değerleri ZLS'ye yakın seviyelerde kalmış, dağılım paterni ise daha homojen olup hem bukkal hem lingual yöne yayılan orta düzey bantlar gözlenmiştir. Yine maksimum stres insizal kenarda, prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine denk kısımda görülmüştür.

Genel olarak oblik yükleme altında tüm materyallerde stres değerleri vertikal yüklemeye göre artmış, dağılım paterninde ise lingual merkezden bukkal yöne doğru kayma meydana gelmiştir. MZ en yüksek değerleri vermiş, ZLS daha düşük değerler ve daha geniş dağılım göstermiş, RNS ise en homojen dağılımı sergileyerek orta düzeyde stresler üretmiştir

4.1.3. Model 1 İçin Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması

Tablo 4.1: Model 1'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa)

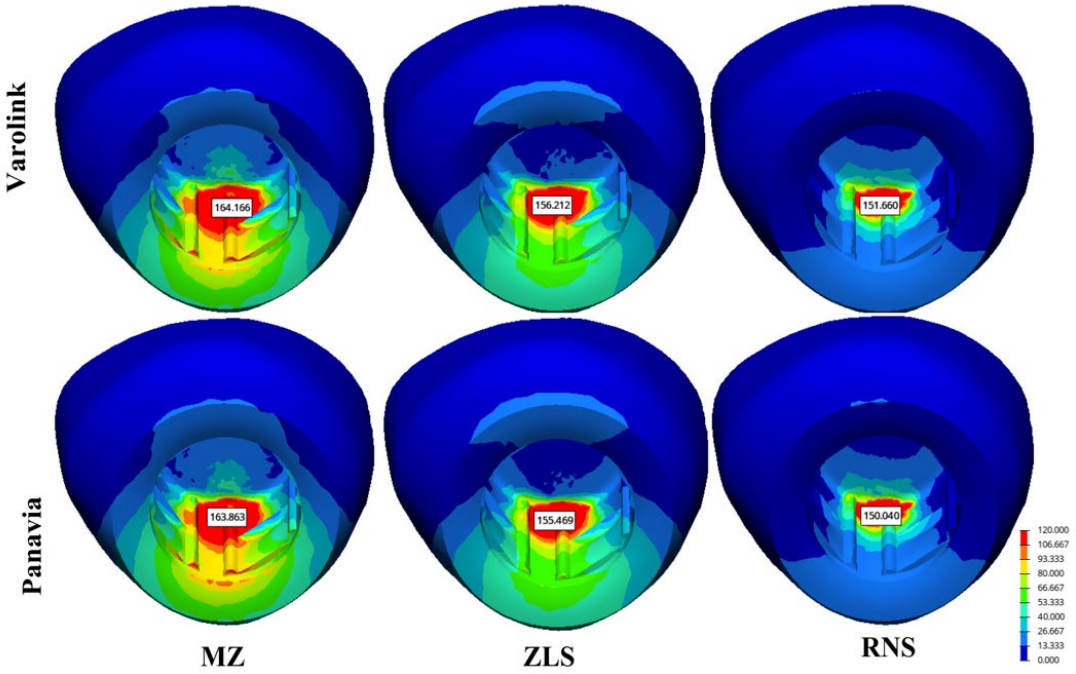
	Varolink		**Panavia**	
	Vertikal	**Oblik**	**Vertikal**	**Oblik**
Monolitik Zirkonya	55,04	89,53	54,57	88,43
ZLS	53,47	65,85	53,38	65,67
Rezin Nano Seramik	47,54	68,66	47,42	68,65

Model 1'de vertikal ve oblik yükleme altında elde edilen von Mises stres dağılımları karşılaştırıldığında, yükleme yönüne bağlı olarak hem stres büyüklüğünde hem de dağılım paterninde belirgin farklılıklar gözlenmiştir (Tablo 4.1).

Oblik yükleme altında tüm materyallerde maksimum stres değerlerinin vertikal yüklemeye kıyasla arttığı belirlenmiştir. Bu artışın özellikle MZ kuronlarda daha belirgin olduğu ve diğer materyallere göre daha yüksek seviyelere ulaştığı dikkat çekmiştir. ZLS ve RNS kuronlarda da benzer artış eğilimi izlenmiş, ancak maksimum değerlerin MZ kurona kıyasla daha düşük seviyelerde kaldığı görülmüştür.

4.2. MODEL 2 SONUÇLARI

4.2.1 Vertikal Kuvvet Altında Model 2 Analiz Sonuçları



Şekil 4.3: Model 2'de vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları

Şekil 4.3'de implant üstü mandibular kanin kuron üzerine vertikal yönde uygulanan kuvvet sonrasında MZ, ZLS ve RNS kuronların, Panavia ve Varolink simanları ile birlikte elde edilen von Mises stres değerleri ve dağılımları gösterilmektedir.

MZ kuronlarda maksimum von Mises stres değeri Varolink simanı ile 164,17 MPa, Panavia simanı ile 163,86 MPa olarak ölçülmüştür. ZLS kuronlarda bu değerler Varolink ile 156,21 MPa, Panavia ile 155,47 MPa; RNS kuronlarda ise Varolink ile 151,66 MPa, Panavia ile 150,04 MPa olarak kaydedilmiştir.

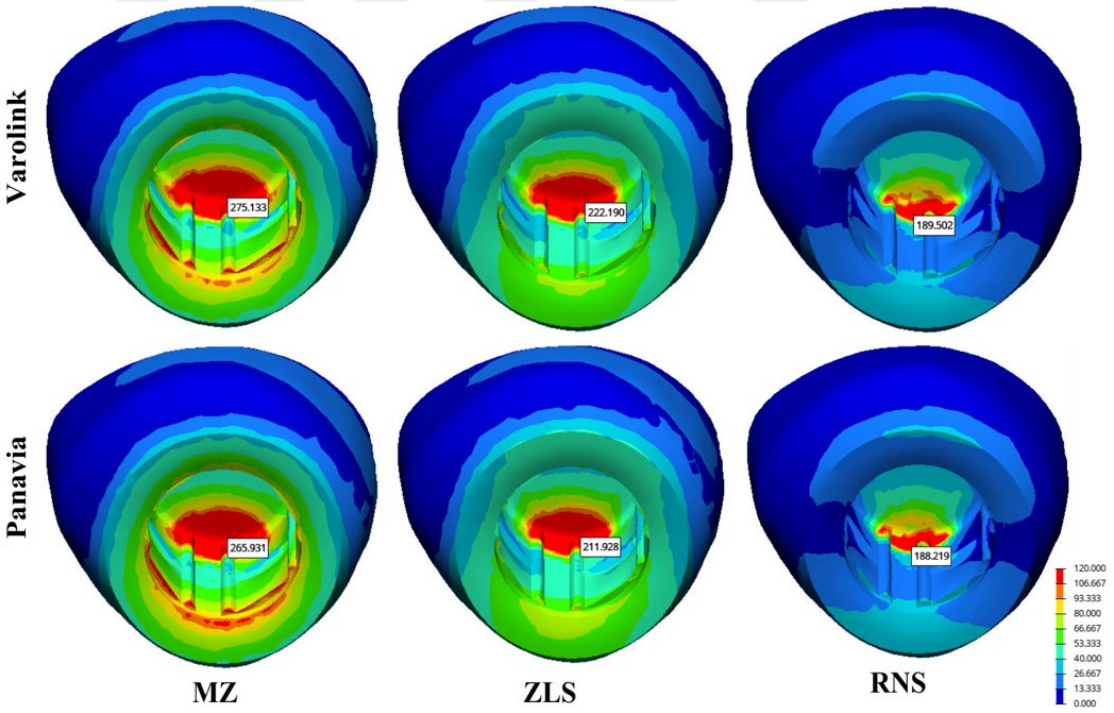
Stres dağılımı incelendiğinde, en yüksek değerlerin kuron iç yüzeyinde lingual bölgede abutmenta yakın bölgede yoğunlaştığı görülmektedir. Üç kuron materyalinde de maksimum stres alanı ve dağılımı benzer olarak gözlenmiştir. Özellikle implant

destekli modellerde stresin daha dar bir alanda toplandığı ve yoğunlaşmanın daha belirgin olduğu dikkat çekmektedir. Lingual eğimin insizale yakın bölgelerinde orta düzeyde stres zonları izlenmiş, servikal ve labial iç yüzeylerde ise düşük stres değerleri gözlenmiştir.

Panavia ve Varolink simanlarının karşılaştırılmasında kuron içi von Mises değerlerinde fark saptanmamıştır.

Genel olarak değerlendirildiğinde, vertikal yükleme altında implant destekli kuronlarda en yüksek von Mises stres değerleri MZ'de, en düşük değerler RNS'de elde edilmiş; ZLS ise bu iki materyal arasında yer almıştır.

4.2.2. Oblik Kuvvet Altında Model 2 Analiz Sonuçları



Şekil 4.4: Model 2'de oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları

Şekil 4.4'de implant üstü mandibular kanin kuron üzerine oblik yönde uygulanan kuvvet sonrasında MZ, ZLS ve RNS kuronların, Panavia ve Varolink simanları ile birlikte elde edilen von Mises stres dağılımları ve değerleri sunulmaktadır.

MZ kuronlarda maksimum von Mises stres değeri Varolink simanı ile 275,13 MPa, Panavia simanı ile 265,93 MPa olarak kaydedilmiştir. ZLS kuronlarda bu değerler Varolink ile 222,19 MPa, Panavia ile 211,93 MPa; RNS kuronlarda ise Varolink ile 189,50 MPa, Panavia ile 188,22 MPa olarak ölçülmüştür.

Stres dağılımı incelendiğinde, en yüksek değerlerin kuron iç yüzeyinde insizal kenarın lingual tarafına, abutmentın tepe noktasına karşılık gelen ve implant boyun bölgesine (servikal marjin) karşılık gelen bölgelerde yoğunlaştığı görülmektedir. Özellikle MZ kuronlarda stresin daha dar bir alanda ancak çok daha yüksek değerlerle toplandığı, ZLS ve RNS kuronlar da ise daha geniş bir alana yayılarak daha homojen bir dağılım gösterdiği tespit edilmiştir. Lingual iç yüzeyde insizale yakın alanlarda orta düzey stresler kaydedilmiş, servikal kenarlar ve labial iç yüzeyde ise düşük stres değerleri izlenmiştir.

Panavia ve Varolink simanlarının karşılaştırılmasında kuron içi von Mises değerlerinde berligin bir farklılık bulunmamıştır.

4.2.3. Model 2 İçin Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması

Tablo 4.2: Model 2'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa)

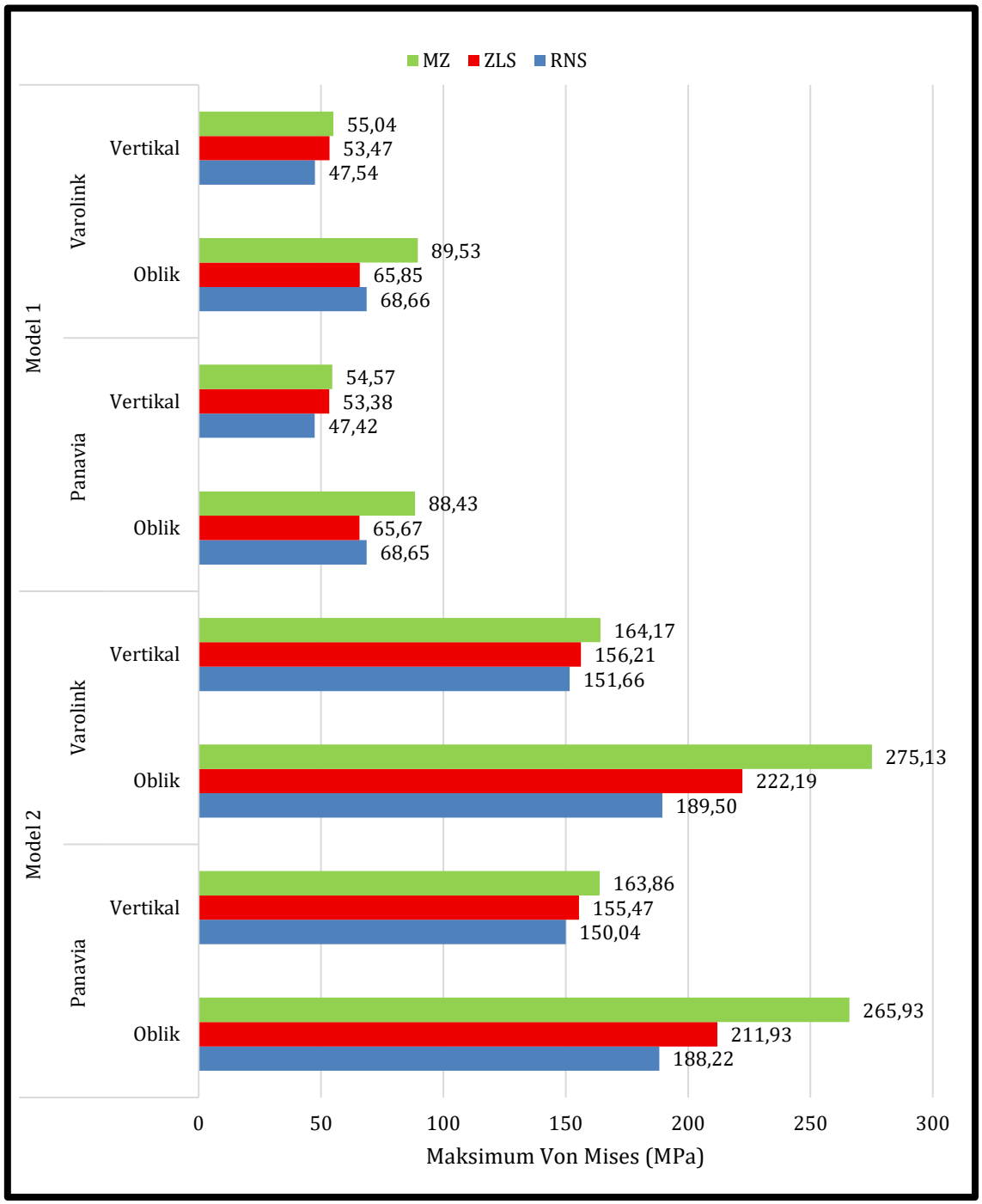
	Varolink		**Panavia**	
	Vertikal	**Oblik**	**Vertikal**	**Oblik**
Monolitik Zirkonya	164,17	275,13	163,86	265,93
ZLS	156,21	222,19	155,47	211,93
Rezin Nano Seramik	151,66	189,50	150,04	188,22

Model 2'de implant destekli mandibular kanin kuron üzerine uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler karşılaştırıldığında, yükleme yönüne bağlı olarak hem stres büyüklüğünde hem de dağılım paterninde belirgin farklılıklar gözlenmiştir (Tablo 4.2).

Oblik yükleme altında tüm materyallerde maksimum stres değerlerinin vertikal yüklemeye kıyasla arttığı belirlenmiştir. Bu artışın özellikle MZ kuronlarda daha belirgin olduğu ve diğer materyallere göre daha yüksek seviyelere ulaştığı gözlenmiştir.

ZLS ve RNS kuronlarda da benzer artış eğilimi izlenmiş, ancak maksimum değerlerin MZ'ye kıyasla daha düşük seviyelerde kaldığı belirlenmiştir.

4.2.4. Model 1 ve Model 2 Karşılaştırılmalı Değerlendirilmesi



Şekil 4.5: Model 1 ve Model 2'nin dikey ve oblik yükler altında von Mises Stres dağılımı

Vertikal yükleme altında kuron içi maksimum von Mises değerlerinin her üç materyal için Model 2'de Model 1'e kıyasla daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Şekil 4.5). Diş destekli Model 1'de MZ, ZLS ve RNS sırasıyla yaklaşık 55,04–53,47–47,54 MPa düzeylerinde iken, implant destekli Model 2'de bu değerlerin 164,17–156,21–151,66 MPa seviyelerine yükseldiği gözlenmiştir.

Vertikal yük altında gerilme lokalizasyonu açısından Model 1'de stresin lingual bölgede ve singulum çevresinde yoğunlaştığı, Model 2'de ise lingual-insizal bölgede daha dar bir odakta toplandığı izlenmiştir. Bukkal ve servikal bölgelerde her iki modelde de gerilme düzeylerinin düşük olduğu belirlenmiştir.

Oblik yükleme altında da benzer eğilim korunmuş, maksimum von Mises değerlerinin Model 2'de Model 1'e kıyasla daha yüksek olduğu saptanmıştır. Model 1'de MZ, ZLS ve RNS için maksimum değerler yaklaşık 88,43–65,67–68,65 MPa düzeyinde iken, Model 2'de bu değerlerin sırasıyla 275,13–222,19–189,50 MPa seviyelerine ulaştığı gözlenmiştir.

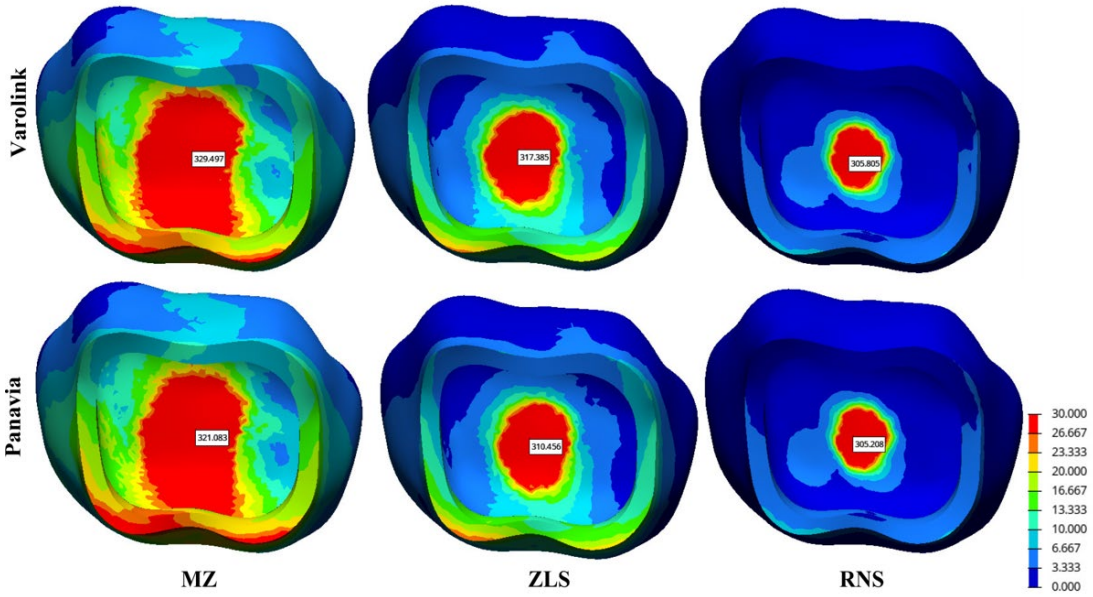
Oblik yükleme altında stres dağılım paterninde yön değişimi izlenmiş; Model 1'de lingual merkezde yoğunlaşan stres alanının bukkal yöne doğru kaydığı ve dağılımın daha asimetrik hale geldiği belirlenmiştir. Model 2'de ise maksimum gerilmenin lingual-insizal bölgede yoğunlaşmaya devam ettiği, ayrıca implant boyun bölgesine karşılık gelen servikal marjin ile ilişkili alanlarda gerilme birikiminin daha belirgin hale geldiği gözlenmiştir.

MZ kuronlarda stresin daha dar ve lokalize alanlarda yoğunlaştığı, ZLS kuronlarda daha geniş dağılım gösterdiği ve RNS kuronlarda ise daha homojen bir dağılım ile daha düşük maksimum değerlerin elde edildiği saptanmıştır.

Siman tipinin her iki model ve yükleme koşulunda maksimum stres değerleri üzerinde sınırlı farklılıklara yol açtığı ve stres dağılım paternini belirgin düzeyde etkilemediği belirlenmiştir.

4.3. MODEL 3 SONUÇLARI

4.3.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 3 Analiz Sonuçları



Şekil 4.6: Model 3'te vertikal yükleme altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları

Şekil 4.6'te Model 3'te 1.molar bölgesinde diş destekli kuron üzerine vertikal yönde 300 N kuvvet uygulanması sonrasında MZ, ZLS ve RNS kuronların Varolink ve Panavia simanları ile elde edilen von Mises gerilme dağılımları sunulmaktadır.

Maksimum von Mises değerleri MZ için 329,40 MPa (Varolink) ve 321,08 MPa (Panavia); ZLS için 317,39 MPa (Varolink) ve 310,46 MPa (Panavia); RNS için ise 305,81 MPa (Varolink) ve 305,21 MPa (Panavia) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen bu sonuçlar, üç materyal arasında pik stres sıralamasının MZ > ZLS > RNS şeklinde olduğunu göstermektedir.

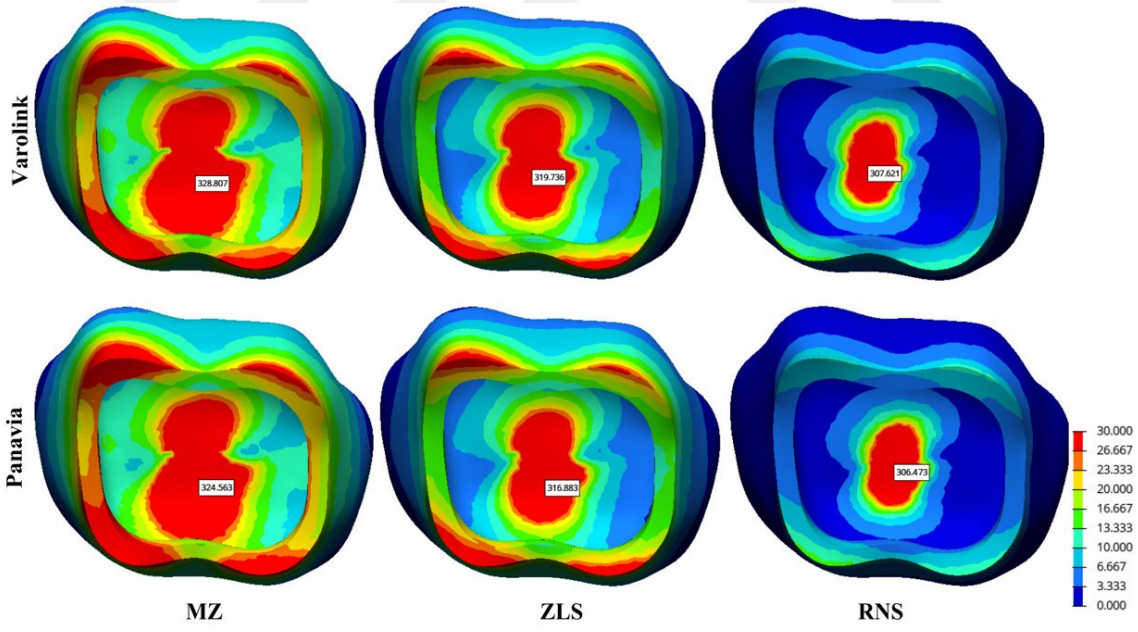
Gerilme dağılımı incelendiğinde, üç materyalde de restorasyonun iç yüzeyinden bakıldığında stresin kuronun oklüzal yüzeyinin merkezinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. MZ kuronlarda yüksek elastik modüle bağlı olarak kırmızı alan en geniş şekilde ortaya çıkmış, çevresindeki sarı-yeşil bantlar nispeten dar kalmış ve periferde stres hızlı bir

şekilde azalmıştır. Lingual bölgenin serkivikal marjinal kenarında da stresin yoğunlaştığı gözlemlenmektedir. ZLS'de maksimum değer MZ'ye kıyasla daha düşük olup kırmızı alan daha sınırlı bir bölgede izlenmiştir. Buna karşılık orta düzey stres bantları daha geniş bir alana yayılmıştır. RNS kuronlarda ise en düşük maksimum değerler elde edilmiş, kırmızı çekirdek daha kompakt bir çekirdek şeklinde izlenmiş, buna karşın orta düzey stres alanı daha geniş bir yayılım göstermiştir.

Siman tipleri karşılaştırıldığında, Varolink kullanılan modellerde Panavia'ya göre küçük farklarla daha yüksek maksimum değerler elde edilmiştir. Ancak bu farklar dağılım paternini değiştirecek düzeyde bulunmamıştır.

Model 3'te vertikal 300 N yükleme altında kuron içi stresler merkezde yoğunlaşmış; MZ en yüksek ve en geniş stres alanını, ZLS orta düzey stresleri, RNS ise en düşük pik değerleri ve en homojen dağılımı göstermiştir. Siman tipinin ise stres değerleri üzerinde belirgin bir etkisinin bulunmadığı belirlenmiştir.

4.3.2. Oblik Kuvvet Altında Model 3 Analiz Sonuçları



Şekil 4.7: Model 3'te oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları

Şekil 4.7’ de 1. molar bölgesinde diş destekli kuron üzerine 300 N’luk 45° oblik kuvvet uygulanması sonrasında MZ, ZLS ve RNS kuronların Varolink ve Panavia simanları ile elde edilen von Mises gerilme dağılımları sunulmaktadır.

Maksimum von Mises değerleri MZ için 328,81 MPa (Varolink) ve 324,56 MPa (Panavia); ZLS için 319,74 MPa (Varolink) ve 316,88 MPa (Panavia); RNS için ise 307,62 MPa (Varolink) ve 306,47 MPa (Panavia) olarak hesaplanmıştır. Bu bulgular, vertikal yükleme koşullarına benzer şekilde, pik stres değerlerinin sıralamasının MZ > ZLS > RNS şeklinde olduğunu göstermektedir.

Gerilme dağılımları incelendiğinde, oblik yükleme ile birlikte stresin dağılım paterninde belirgin değişiklikler gözlenmiştir. MZ kuronlarda yüksek elastik modül nedeniyle kırmızı stres alanı en geniş şekilde ortaya çıkmış, en yüksek değer kuronun iç yüzeyinde oklüzal alanda gözlemlenmiştir. Bu alan bukkal ve lingual yüzeylere doğru yayılmıştır ve servikal marjinal kenarlarında da gözlemlenmiştir.ZLS’de maksimum değer MZ’den daha düşük olmakla birlikte, kırmızı alan daha sınırlı bir bölgede gözlenmiş, orta düzey (sarı–yeşil) stres bantları ise daha geniş bir yüzeye yayılmıştır. RNS'de en düşük maksimum değerler elde edilmiş, stresin dağılımı daha homojen şekilde gerçekleşmiş ve kırmızı çekirdek oldukça kompakt bir çekirdek formunda izlenmiştir.

Siman tiplerinin etkisi incelendiğinde, Varolink kullanılan modellerde Panavia’ya kıyasla çok küçük farklarla daha yüksek maksimum değerler elde edilmiştir.

Model 3’te 300 N oblik yükleme altında kuron içi stresler vertikal yüklemeye kıyasla daha geniş bir alana yayılmış, özellikle MZ kuronlarda yüksek elastik modüle bağlı olarak stres odaklarının bukkal ve lingual yüzeylere doğru yayıldığı gözlenmiştir. ZLS ve RNS materyallerinde daha düşük maksimum değerler elde edilmiş, RNS’de en düşük stres değerleri ve en homojen dağılım gözlenmiştir. Siman tipinin ise stres dağılımı üzerinde belirgin bir etkisi bulunmamıştır.

4.3.3. Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması

Tablo 4.3: Model 3'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa)

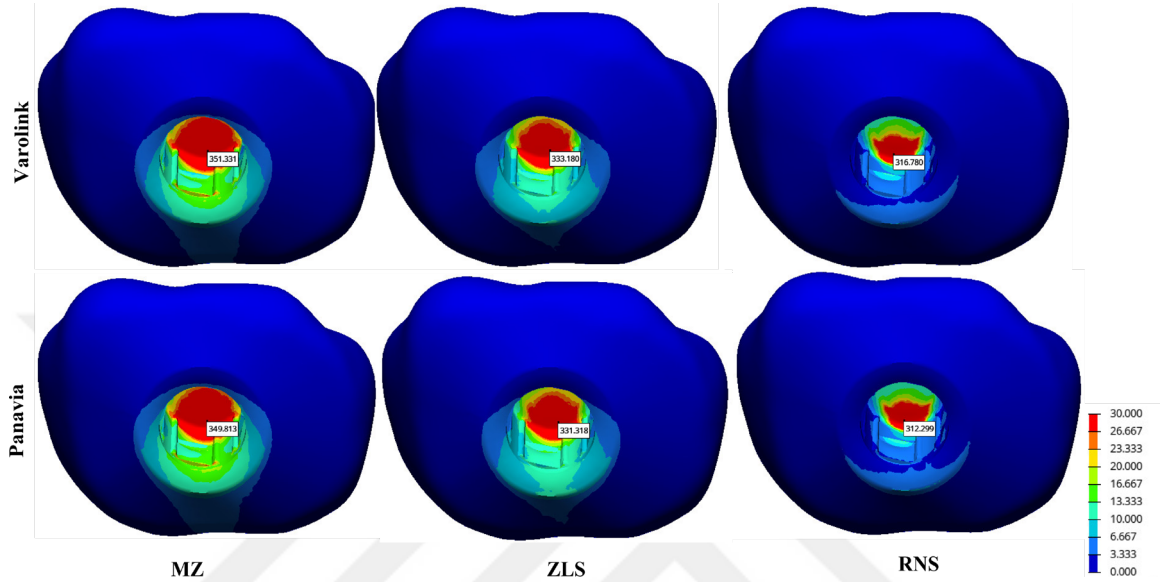
	Varolink		Panavia	
	Vertikal	**Oblik**	**Vertikal**	**Oblik**
Monolitik Zirkonya	329,40	328,81	321,08	324,56
ZLS	317,39	319,74	310,46	316,88
Rezin Nano Seramik	305,81	307,62	305,21	306,47

Model 3'te diş destekli mandibular birinci molar kuron üzerine uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler karşılaştırıldığında, yükleme yönüne bağlı olarak hem stres büyüklüğünde hem de dağılım paterninde belirgin farklılıklar gözlenmiştir (Tablo 4.3).

Oblik yükleme altında maksimum stres değerlerinin vertikal yüklemeye kıyasla arttığı belirlenmiş; bu artışın özellikle MZ kuronlarda daha belirgin olduğu gözlenmiştir. ZLS ve RNS kuronlarda maksimum değerlerin MZ'ye kıyasla daha düşük seviyelerde kaldığı saptanmıştır.

4.4. MODEL 4 SONUÇLARI

4.4.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 4 Analiz Sonuçları



Şekil 4.8: Model 4'te vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları

Şekil 4.8'de, mandibular 1.molar bölgesindeki implant üstü kuron üzerine vertikal yönde 300 N kuvvet uygulanması sonrasında MZ, ZLS ve RNS kuronların Varolink ve Panavia simanları ile elde edilen von Mises gerilme dağılımları sunulmaktadır.

Maksimum von Mises değerleri MZ için 351,33 MPa (Varolink) ve 349,81 MPa (Panavia); ZLS için 333,18 MPa (Varolink) ve 331,32 MPa (Panavia); RNS için ise 316,78 MPa (Varolink) ve 312,30 MPa (Panavia) olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlar, Model 3 (diş destekli) ile kıyaslandığında implant destekli modelde tüm materyaller için stres değerlerinin belirgin şekilde arttığını göstermektedir.

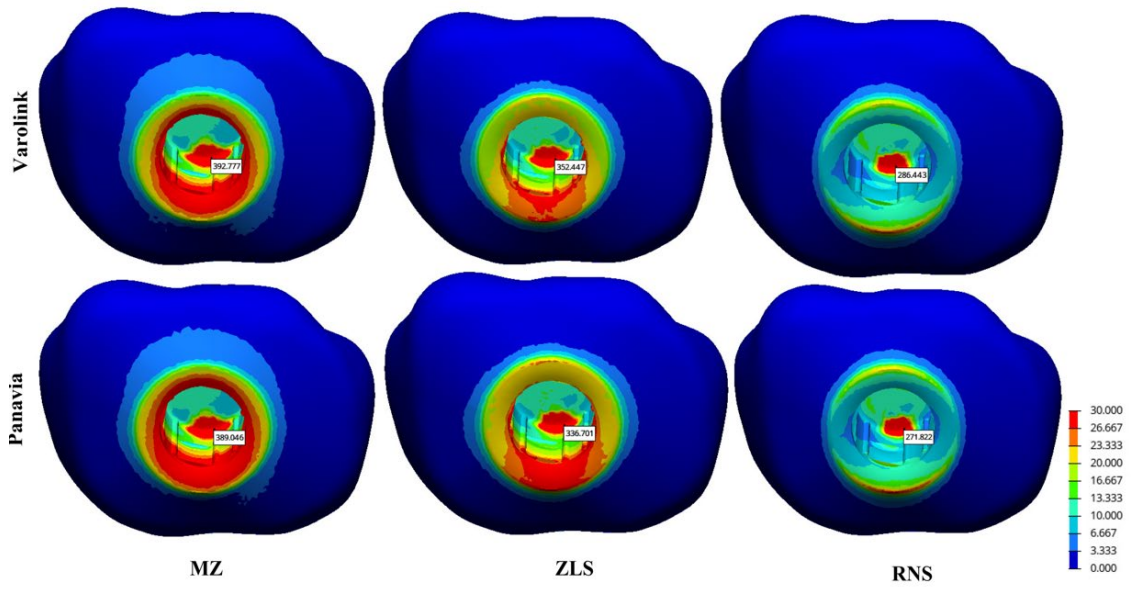
Gerilme dağılımları incelendiğinde; restorasyonun iç yüzeyinde üç materyalde de maksimum stresin kuronun oklüzal yüzeyinde abutment tepesine karşılık gelen merkezi bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. MZ kuronlarda kırmızı alan en geniş şekilde

ortaya çıkmış, çevresindeki orta düzey stres bantları (sarı–yeşil) daha dar kalmıştır. ZLS kuronlarda kırmızı alan MZ'ye kıyasla daha sınırlı olup, orta düzey stres bantları daha geniş bir yüzeye yayılmıştır. RNS kuronlarda ise kırmızı alan en kompakt şekilde gözlenmiş, maksimum değer en düşük bulunmuş, buna karşın orta düzey stres dağılımı daha homojen bir patern sergilemiştir. Servikal marjinal kenarlarda ise stres değerleri düşük seviyelerde kalmıştır.

Siman tiplerinin etkisi değerlendirildiğinde, Varolink kullanılan modellerde Panavia'ya göre küçük farklarla daha yüksek maksimum değerler elde edilmiştir. Ancak bu farklar dağılım paternini değiştirecek büyüklükte değildir.

Sonuç olarak, Model 4'te vertikal 300 N yükleme altında implant destekli restorasyonlarda streslerin abutment tepesine karşılık gelen bölgede yoğunlaştığı; MZ kuronun en yüksek ve en geniş stres alanlarını, ZLS'nin orta düzey stresleri, RNS'nin ise en düşük değerleri ve en homojen dağılımı gösterdiği saptanmıştır. Siman tipinin stres dağılım paternini belirgin düzeyde değiştirmediği gözlenmiştir.

4.4.2. Oblik Kuvvet Altında Model 4 Analiz Sonuçları



Şekil 4.9: Model 4'te oblik yükleme altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları

Şekil 4.9'da, mandibular 1. molar bölgesindeki implant üstü kuron üzerine 300 N'luk oblik (45°) kuvvet sonrası MZ, ZLS ve RNS kuronların Varolink ve Panavia simanları ile elde edilen von Mises gerilme dağılımları sunulmaktadır.

Maksimum von Mises değerleri MZ için 392,78 MPa (Varolink) ve 389,05 MPa (Panavia); ZLS için 352,45 MPa (Varolink) ve 336,70 MPa (Panavia); RNS için ise 286,44 MPa (Varolink) ve 271,82 MPa (Panavia) olarak hesaplanmıştır.

Gerilme dağılımı incelendiğinde, tüm materyallerde maksimum stresin restorasyonun iç yüzeyinden bakıldığında abutment tepesine karşılık gelen, oklüzal yüzeyde merkezi bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. MZ kuronlarda kırmızı stres alanı en geniş şekilde ortaya çıkmış, servikal marjinal kenar alanlarında da yüksek stres alanları gözlemlenmiştir. Çevresindeki orta düzey bantlar nispeten dar bir bölgede kalmıştır. ZLS kuronlarda maksimum stres alanı MZ'ye göre daha sınırlı, buna karşılık orta düzey stres bantları daha geniş bir yüzeye yayılmıştır. RNS kuronlarda ise pik değerler en düşük düzeyde bulunmuş, kırmızı çekirdek alanı kompakt bir görünüm sergilemiş ve orta düzey streslerin daha homojen dağıldığı gözlenmiştir.

Siman tiplerinin etkisi incelendiğinde, Varolink kullanılan modellerde Panavia'ya göre daha yüksek maksimum değerler elde edilmiştir. Ancak bu farklar dağılım paternini değiştirmemiş, stres büyüklüğü üzerinde sınırlı bir etkiye sahip olduğu görülmüştür.

Sonuç olarak, Model 4'te 300 N oblik yükleme altında implant üstü restorasyonlarda streslerin abutment tepesine karşılık gelen bölgede yoğunlaştığı; MZ kuronların en yüksek ve en geniş stres alanlarını, ZLS'nin orta düzey stresleri, RNS kuronların ise en düşük stres değerlerini ve en homojen dağılımı gösterdiği saptanmıştır. Vertikal yükleme ile kıyaslandığında, oblik yükleme hem maksimum değerleri artırmış hem de dağılım paterninde genişleme ve asimetrikleşme eğilimi ortaya koymuştur.

4.4.3. Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması

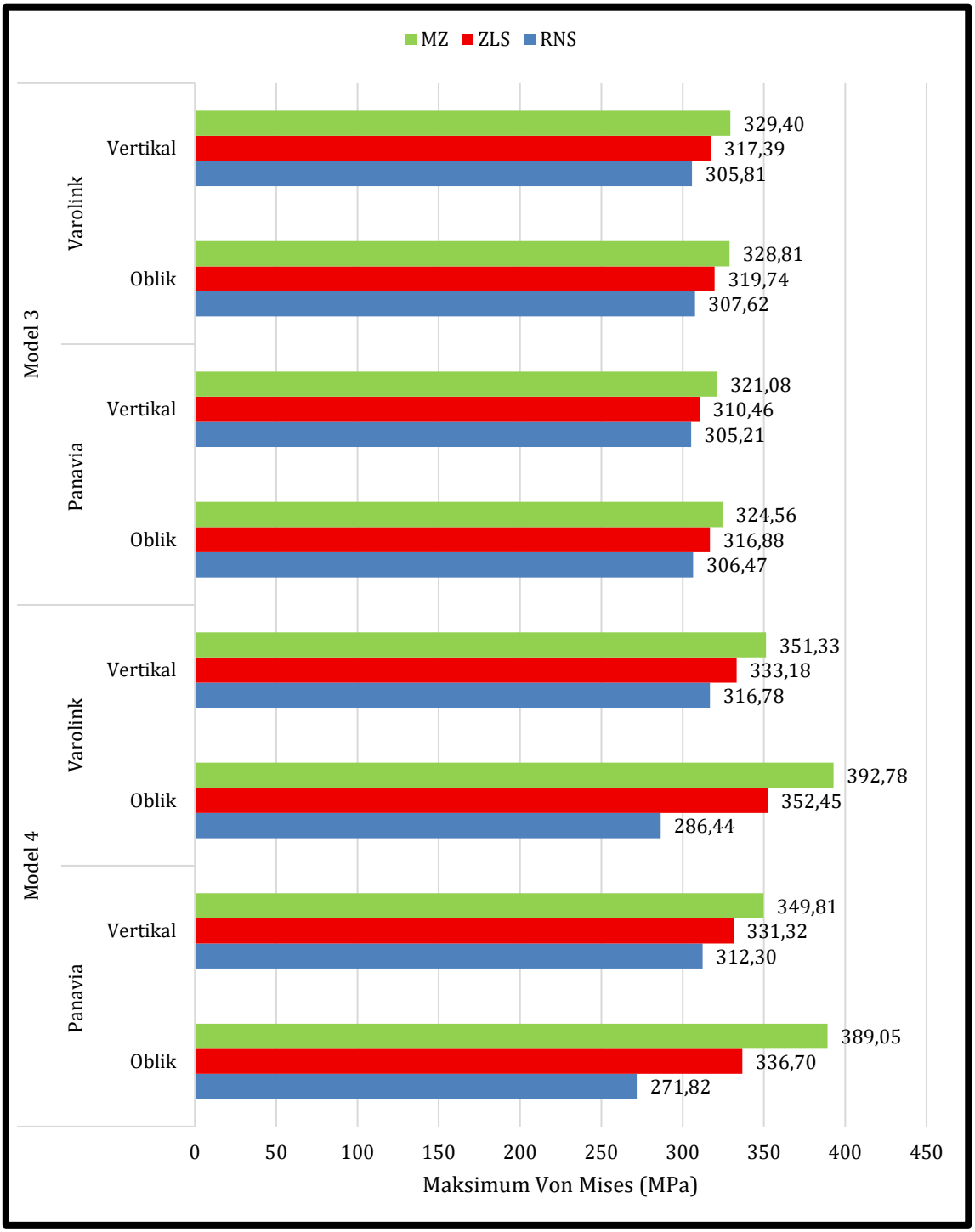
Tablo 4.4: Model 4'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa)

	Varolink		**Panavia**	
	Vertikal	**Oblik**	**Vertikal**	**Oblik**
Monolitik Zirkonya	351,33	392,78	349,81	389,05
ZLS	333,18	352,45	331,32	336,70
Rezin Nano Seramik	316,78	286,44	312,30	271,82

Model 4'te implant destekli mandibular birinci molar kuron üzerine uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler karşılaştırıldığında, yükleme yönüne bağlı olarak hem stres büyüklüğünde hem de dağılım paterninde belirgin farklılıklar gözlenmiştir (Tablo 4.4).

Oblik yükleme altında maksimum stres değerlerinin vertikal yüklemeye kıyasla genel olarak arttığı belirlenmiştir. Bu artışın özellikle MZ kuronlarda daha belirgin olduğu gözlenmiştir. ZLS kuronlarda da maksimum değerlerin vertikal yüklemeye kıyasla arttığı saptanmış, RNS kuronlarda ise maksimum stres değerlerinin daha düşük seviyelerde kaldığı belirlenmiştir.

4.4.4. Model 3 ve Model 4 Karşılaştırılmalı Değerlendirilmesi



Şekil 4.10: Model 3 ve Model 4'ün dikey ve oblik yükler altında von Mises Stres dağılımı

Model 3 (diş destekli) ve Model 4 (implant destekli) karşılaştırıldığında, her iki yükleme tipinde de implant destekli restorasyonlarda maksimum stres değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir. İmplant destekli kuronlarda streslerin daha lokalize alanlarda yoğunlaştığı belirlenmiştir (Şekil 4.10).

Vertikal yükleme altında Model 3'te maksimum von Mises değerleri MZ için yaklaşık 329,50 MPa, ZLS için 317,39 MPa ve RNS için 305,81 MPa düzeyinde iken; Model 4'te bu değerlerin sırasıyla yaklaşık 351,33 MPa, 333,18 MPa ve 316,78 MPa seviyelerine yükseldiği gözlenmiştir.

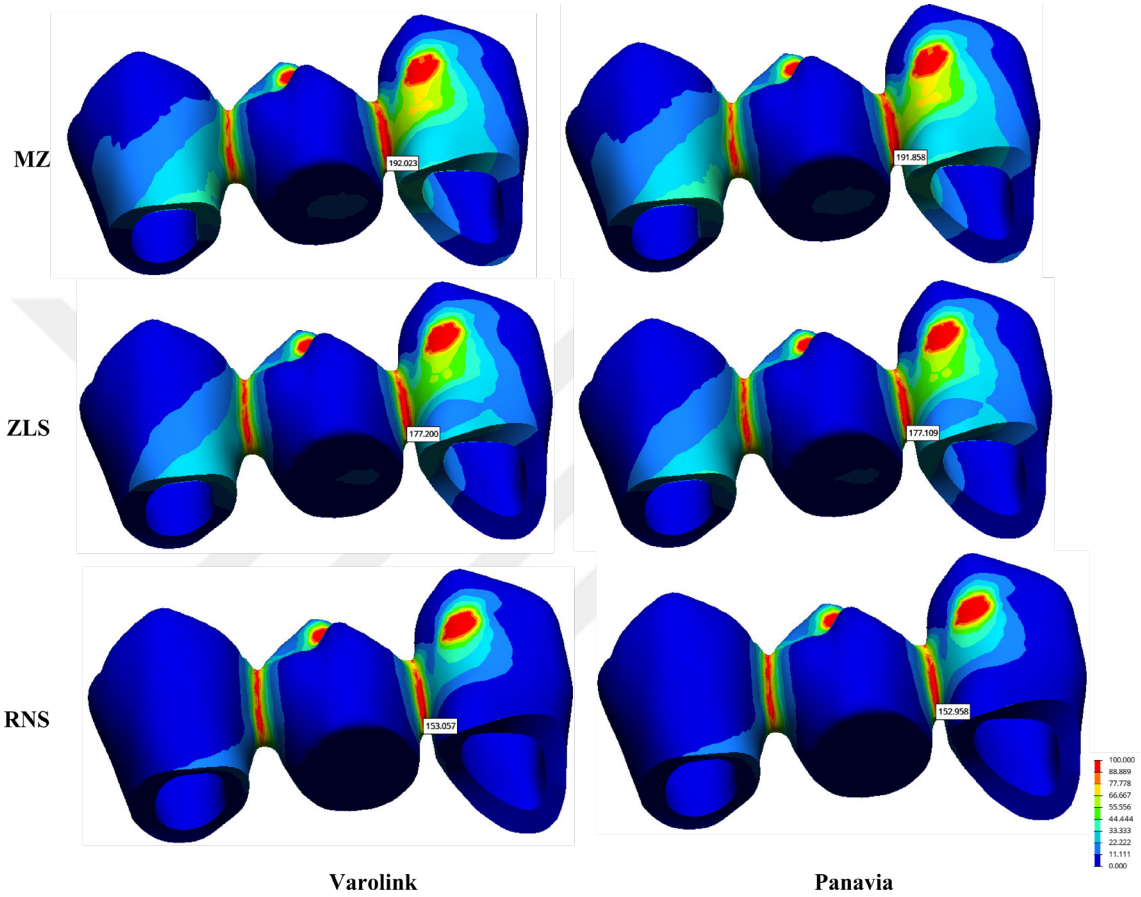
Oblik yükleme altında da benzer eğilim korunmuş, Model 4'te maksimum stres değerlerinin Model 3'e kıyasla daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Özellikle MZ kuronlarda maksimum değerlerin 392,78 MPa seviyelerini aştığı saptanmıştır.

Stres dağılım paternleri incelendiğinde, Model 3'te stres çekirdeğinin daha kompakt ve homojen olduğu, Model 4'te ise stres alanının daha geniş bir alana yayıldığı ve oblik yükleme altında dağılımın daha asimetrik hale geldiği gözlenmiştir.

Materyaller arası karşılaştırmada, her iki model ve her iki yükleme koşulunda da maksimum stres büyüklüğü sıralamasının MZ > ZLS > RNS şeklinde olduğu belirlenmiştir. Siman tipinin ise maksimum stres değerleri üzerinde sınırlı farklılıklara yol açtığı ve dağılım paternini belirgin düzeyde etkilemediği saptanmıştır.

4.5. MODEL 5 SONUÇLARI

4.5.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 5 Analiz Sonuçları



Şekil 4.11: Model 5'te vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları

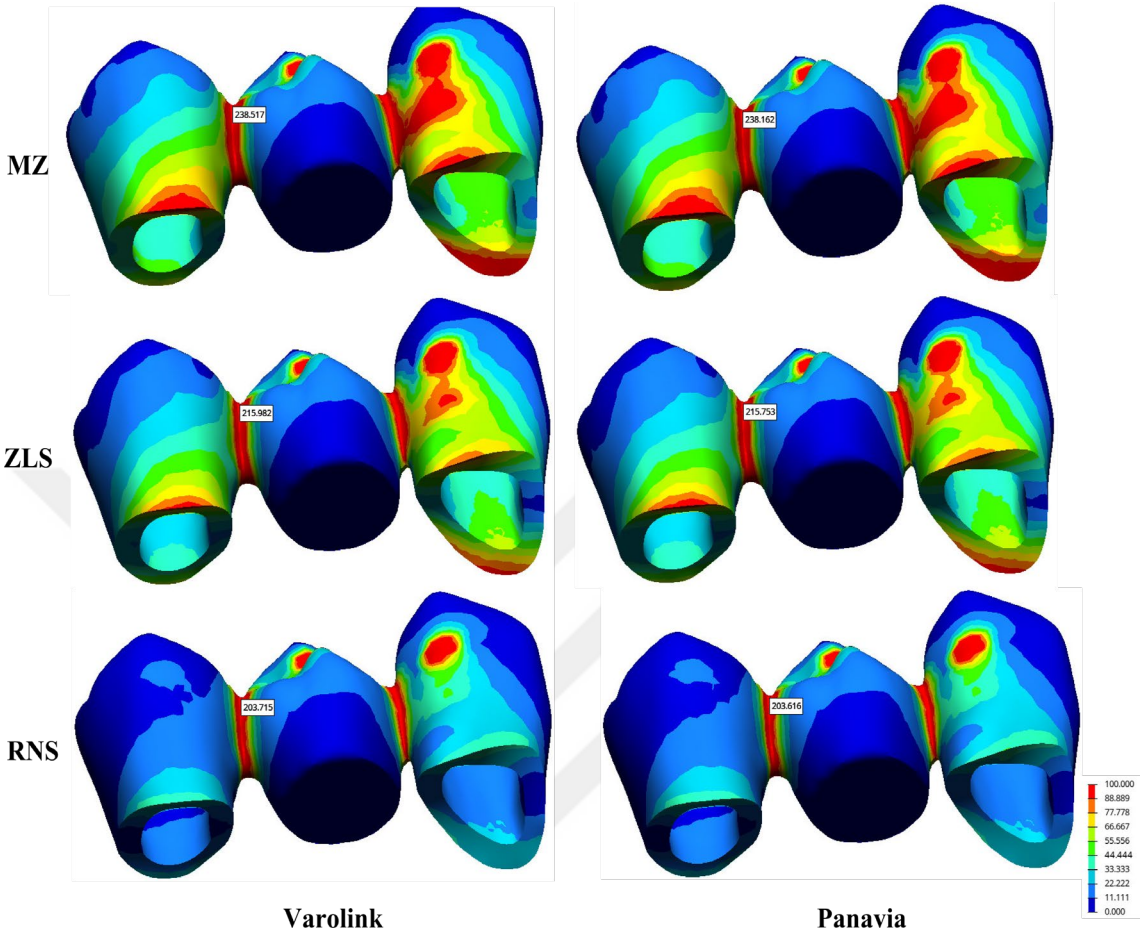
Model 5'e (33-34-35 no'lu dişler bölgesi köprü - prepare edilmiş 33 ve 35 numaralı dişler, 34 numaralı diş bölgesi gövde) ait vertikal kuvvet analizi sonuçları incelendiğinde, üç üyeli köprü yapısında (33–34–35 bölgesi; 33 ve 35 dayanak, 34 gövde) von Mises gerilme dağılımı tüm materyallerde benzer bir karakter göstermiştir (Şekil 4.11). Gerilmenin en yüksek yoğunlaştığı bölge, lingual bölgeden bakıldığında; gövde ile dayanak dişleri birbirine bağlayan konnektör alanlarının özellikle gingival tarafındadır. Stres dayanak kuronun lingual bölgelerinde de gözlenmiştir.

Maksimum von Mises değerleri MZ için 192,02 MPa (Varolink) ve 191,86 MPa (Panavia); ZLS için 177,20 MPa (Varolink) ve 177,11 MPa (Panavia); RNS için ise 153,06 MPa (Varolink) ve 152,96 MPa (Panavia) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen bu sonuçlar, üç materyal arasında pik stres sıralamasının MZ > ZLS > RNS şeklinde olduğunu göstermektedir. MZ yapısında gerilmenin daha sınırlı bir alanda fakat daha yoğun şekilde, ZLS'de ise daha geniş bir bölgede ve daha düşük pik değeriyle dağıldığı görülmüştür. RNS materyalinde ise stresler daha homojen dağılmış ve en düşük maksimum değerler elde edilmiştir.

Kullanılan siman tipinin (Variolink ve Panavia) gerilme değerleri üzerindeki etkisi oldukça sınırlı bulunmuştur. Aynı materyal grubunda simanlar arasında yalnızca birkaç MPa düzeyinde fark saptanmış, genel dağılım paterninde belirgin bir değişim gözlenmemiştir.

Vertikal yükleme altında diş destekli üç üyeli köprü modelinde en yüksek gerilme değerleri konnektör bölgesinde yoğunlaştığı bildirilmiştir.

4.5.2. Oblik Kuvvet Altında Model 5 Analiz Sonuçları



Şekil 4.12: Model 5'te oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımlar

Model 5'e (33-34-35 no'lu dişler bölgesi köprü - prepare edilmiş 33 ve 35 numaralı dişler, 34 numaralı diş bölgesi gövde) 45° eğimli oblik kuvvet uygulanması sonucunda elde edilen von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, streslerin vertikal yüklemeye göre belirgin şekilde farklılaştığı görülmüştür. Oblik yüklemede maksimum gerilmelerin, kuvvet yönüne bakan mezial dayanak dişin lingual bölgesinde ve gövde–dayanak bağlantısının (konnektör) bölgesinde belirlenmiştir (Şekil 4.12). Distal konnektör bölgesinde ise gerilme değerleri daha düşük düzeyde kalmıştır. Bu durum, oblik yüklemenin köprü yapısı üzerinde asimetrik bir gerilme dağılımına yol açtığını göstermektedir.

Maksimum von Mises değerleri MZ için 238,52 MPa (Varolink) ve 238,16 MPa (Panavia); ZLS için 215,98 MPa (Varolink) ve 215,75 MPa (Panavia); RNS için ise 203,72 MPa (Varolink) ve 203,62 MPa (Panavia) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen bu sonuçlar, üç materyal arasında pik stres sıralamasının MZ > ZLS > RNS şeklinde olduğunu göstermektedir. Tüm materyallerde stresin en fazla konnektör bölgesinde ve kuvvetin yöneldiği tarafta biriktiği, diğer bölgelerde kademeli olarak azaldığı gözlenmiştir. MZ en yüksek stres değerlerini göstermiştir, ZLS'de bu değerler biraz daha düşük olup stresin dağılımı daha geniş bir alana yayılmıştır. RNS'de ise gerilme hem daha düşük seviyelerde kalmış hem de daha homojen dağılmıştır.

Siman türleri arasında belirgin bir fark izlenmemiştir; Variolink ve Panavia simanlarının sonuçları birbirine çok yakın olup, gerilme paternlerinde herhangi bir değişikliğe yol açmamıştır.

Oblik yükleme altında üç üyeli diş destekli köprü modelinde streslerin, vertikal yüklemeye kıyasla daha yüksek değerlere ulaştığı ve özellikle kuvvetin uygulandığı taraftaki konnektör bölgesinde lokalize olduğu görülmüştür.

4.5.3. Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması

Tablo 4.5: Model 5'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa)

	Varolink		**Panavia**	
	Vertikal	**Oblik**	**Vertikal**	**Oblik**
Monolitik Zirkonya	192,02	238,52	191,86	238,16
ZLS	177,20	215,98	177,11	215,75
Rezin Nano Seramik	153,06	203,72	152,96	203,62

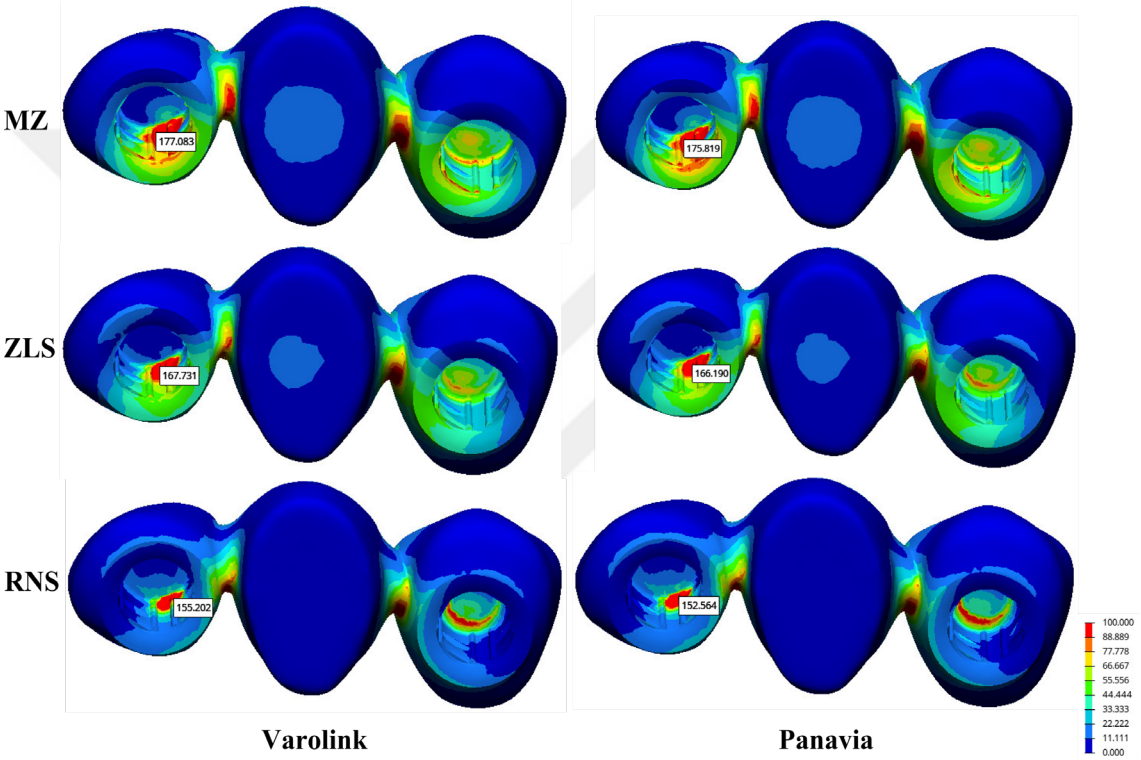
Model 5'te diş destekli üç üyeli köprü (33–34–35; 33 ve 35 dayanak, 34 gövde) üzerine uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler karşılaştırıldığında, yükleme yönüne bağlı olarak hem stres büyüklüğünde hem de dağılım paterninde belirgin farklılıklar gözlenmiştir (Tablo 4.5).

Oblik yükleme altında maksimum stres değerlerinin vertikal yüklemeye kıyasla genel olarak arttığı belirlenmiştir. Bu artışın özellikle MZ köprülerde daha belirgin

olduğu gözlenmiştir. ZLS köprülerde de maksimum değerlerin vertikal yüklemeye kıyasla arttığı saptanmış, RNS köprülerde ise maksimum stres değerlerinin daha düşük seviyelerde kaldığı belirlenmiştir.

4.6. MODEL 6 SONUÇLARI

4.6.1. Vertikal Kuvvet Altında Model 6 Analiz Sonuçları



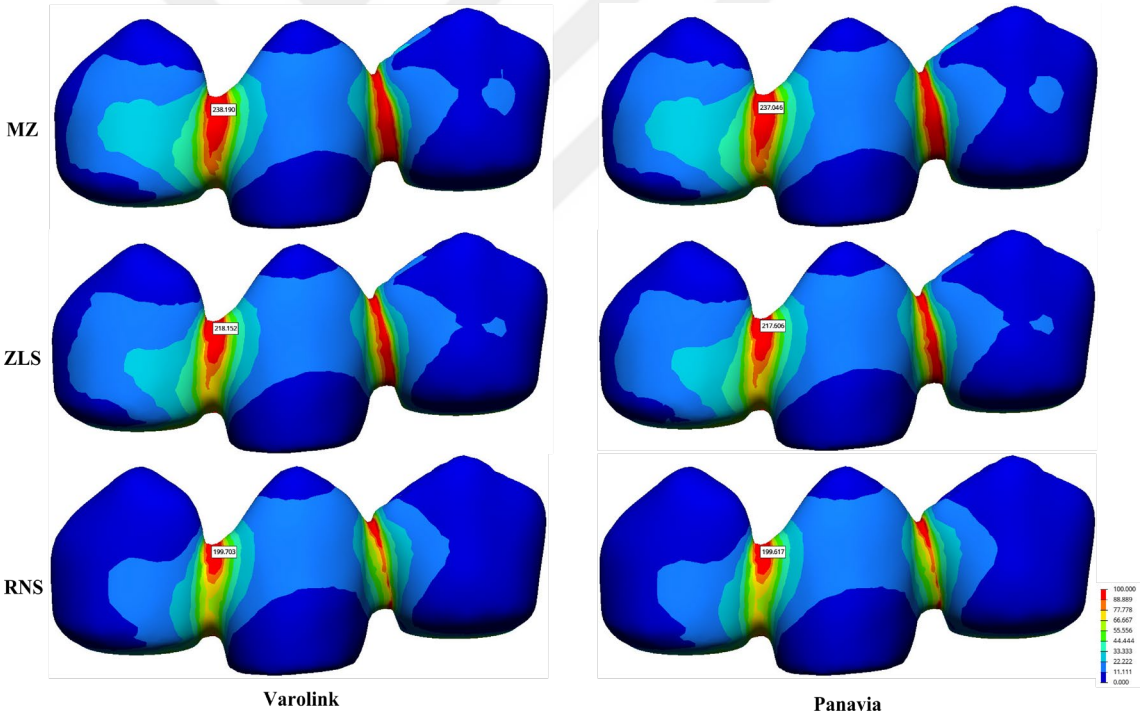
Şekil 4.13: Model 6'da vertikal kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları

Model 6'da (33–34–35 numaralı dişler bölgesi; 33 ve 35 implant destekli, 34 gövde bölgesi) vertikal kuvvet uygulanması sonucunda elde edilen von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, streslerin dağılımının diş destekli köprüye (Model 5) kıyasla belirgin şekilde farklılaştığı görülmüştür (Şekil 4.13). Maksimum gerilmelerin implant dayanaklarının boyun bölgesinde ve gövde–implant bağlantı alanlarında (konnektör bölgelerinde) yoğunlaştığı gözlenmiştir.

Maksimum von Mises değerleri MZ için 177,08 MPa (Varolink) ve 175,82 MPa (Panavia); ZLS için 167,73 MPa (Varolink) ve 166,19 MPa (Panavia); RNS için ise 155,20 MPa (Varolink) ve 152,56 MPa (Panavia) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen bu sonuçlar, üç materyal arasında pik stres sıralamasının MZ > ZLS > RNS şeklinde olduğunu göstermektedir. Köprünün gövde merkezinde gerilme oldukça düşüktür. Dayanak implant çevresinde, özellikle servikal bölgede stresin yoğunlaştığı görülmüştür.

Siman türleri (Variolink ve Panavia) arasında gözlenen farklar minimal düzeydedir. Her iki siman grubunda da gerilme dağılımı benzer olup maksimum değerlerde yalnızca birkaç MPa fark bulunmuştur.

4.6.2. Oblik Kuvvet Altında Model 6 Analiz Sonuçları



Şekil 4.14: Model 6'da oblik kuvvet altında farklı üst yapı materyalleri (MZ, ZLS, RNS) ve farklı rezin siman kombinasyonlarında oluşan von Mises stres dağılımları

Model 6'da (33–34–35 bölgesi; 33 ve 35 implant destekli, 34 gövde) 45° oblik yük altında elde edilen von Mises gerilme dağılımında streslerin, yükün uygulandığı taraftaki konnektör'ünde belirgin biçimde yoğunlaştığı, karşı konnektör'de ise daha

düşük düzeyde kaldığı görülmüştür (Şekil 4.14). Köprü gövdesinin merkezi ve kuronların geniş yüzeyleri düşük stres alanlarıdır; birikim, köprünün eğilme davranışına uygun olarak konnektör zonlarında toplanmaktadır. Mesial dayanak kuronların konnektör bölgesinde gözlemlenmiştir.

Görsellerde okunan maksimum von Mises değerleri yaklaşık olarak MZ; 238,19 MPa (Variolink) ve 237,05 MPa (Panavia); ZLS: 218,15 MPa (Variolink) ve 217,61 MPa (Panavia); RNS: 199,70 MPa (Variolink) ve 199,62 MPa (Panavia)'dır. Böylece pik gerilme büyüklüğü MZ > ZLS > RNS sıralamasını korumuştur: rijitlik arttıkça tepe değer yükselmekte ve sıcak nokta daralmaktadır; RNS'de ise daha düşük piklerle birlikte dağılım daha homojenleşmektedir.

Siman tipinin etkisi sınırlıdır; aynı materyal içinde Variolink–Panavia farkları yalnızca birkaç MPa düzeyinde kalmış, patern üzerinde belirgin bir değişiklik oluşturmamıştır.

Model 6'da oblik yükleme altında maksimum gerilmelerin, yükün uygulandığı taraftaki implant–gövde konnektör bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Materyaller arası karşılaştırmada, maksimum stres büyüklüğünün MZ > ZLS > RNS şeklinde olduğu belirlenmiştir. Siman tipinin ise maksimum stres değerleri ve dağılım paternleri üzerinde sınırlı farklılıklara yol açtığı saptanmıştır.

4.6.3. Vertikal ile Oblik Kuvvetlerin Karşılaştırılması

Tablo 4.6: Model 6'de oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri (MPa)

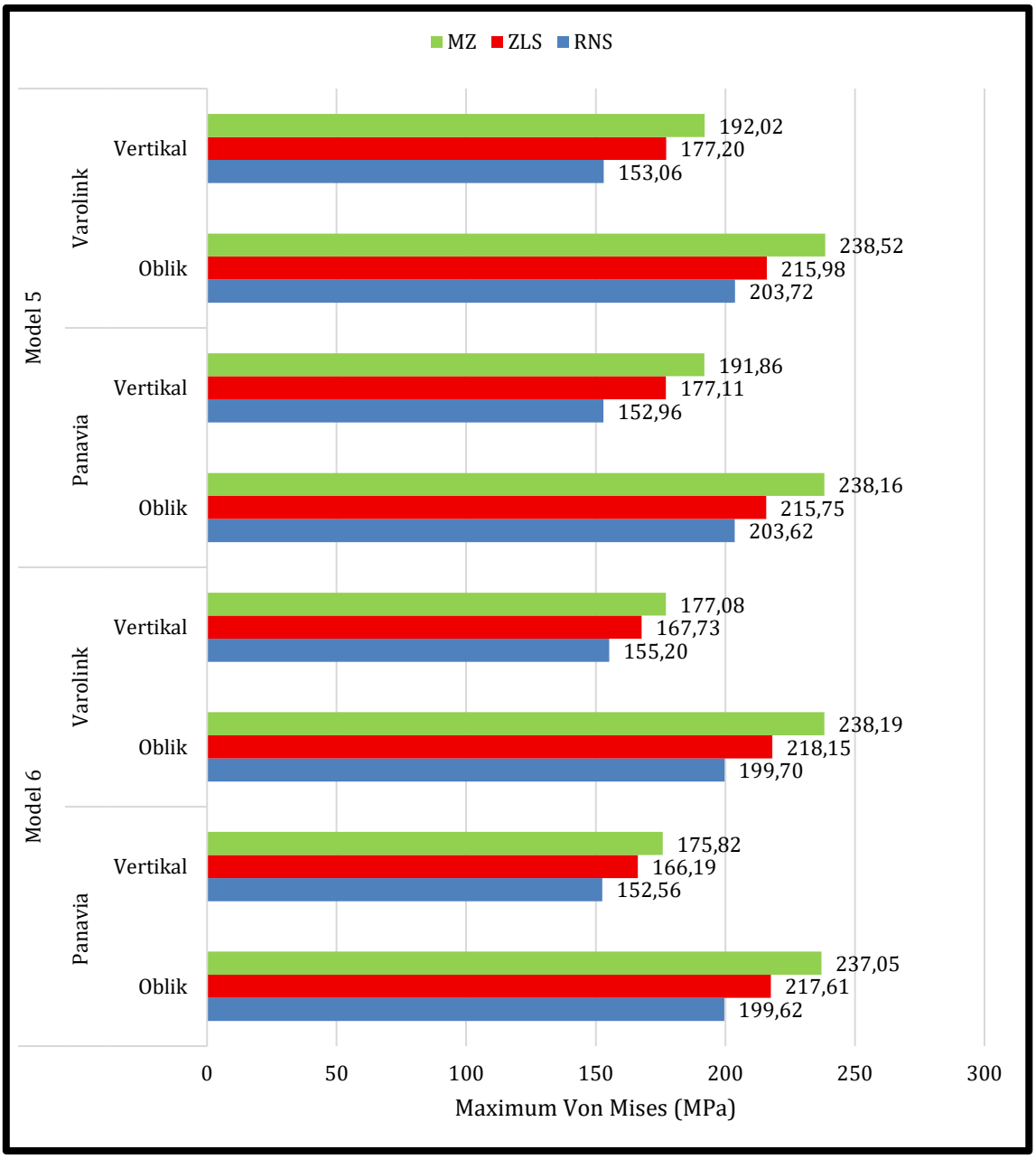
	Varolink		**Panavia**	
	Vertikal	**Oblik**	**Vertikal**	**Oblik**
Monolitik Zirkonya	177,08	238,19	175,82	237,05
ZLS	167,73	218,15	166,19	217,61
Rezin Nano Seramik	155,20	199,70	152,56	199,62

Model 6'da implant destekli üç üyeli köprü (33–34–35; 33 ve 35 implant, 34 gövde) üzerine uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler karşılaştırıldığında, yükleme

yönüne bağlı olarak hem stres büyüklüğünde hem de dağılım paterninde belirgin farklılıklar gözlenmiştir (Tablo 4.6).

Oblik yükleme altında maksimum stres değerlerinin vertikal yüklemeye kıyasla genel olarak arttığı belirlenmiştir. Bu artışın özellikle MZ ve ZLS köprülerde daha belirgin olduğu gözlenmiştir. RNS köprülerde de maksimum değerlerin arttığı saptanmış, ancak maksimum stres değerlerinin diğer materyallere kıyasla daha düşük seviyelerde kaldığı belirlenmiştir.

4.6.4. Model 5 ve Model 6 Karşılaştırılmalı Değerlendirilmesi



Şekil 4.15: Model 5 ve Model 6'ün dikey ve oblik yükler altında von Mises Stres dağılımı

Model 5 (diş destekli üç üyeli köprü) ve Model 6 (implant destekli üç üyeli köprü) karşılaştırıldığında, her iki yükleme tipinde de implant destekli restorasyonlarda maksimum stres değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir. İmplant destekli köprülerde streslerin daha lokalize alanlarda yoğunlaştığı belirlenmiştir (Şekil 4.15).

Vertikal yükleme altında Model 5'te maksimum von Mises değerleri MZ için yaklaşık 192,02 MPa, ZLS için 177,20 MPa ve RNS için 153,06 MPa düzeyinde iken; Model 6'da bu değerlerin sırasıyla yaklaşık 177,08 MPa, 167,73 MPa ve 155,20 MPa seviyelerinde olduğu gözlenmiştir.

Oblik yükleme altında benzer eğilim izlenmiş, Model 6'da maksimum stres değerlerinin özellikle MZ ve ZLS köprülerde belirgin şekilde arttığı saptanmıştır. Model 5'te maksimum değerler yaklaşık 238,52 MPa (MZ), 215,98 MPa (ZLS) ve 203,62 MPa (RNS) düzeyinde iken; Model 6'da bu değerlerin yaklaşık 237,05 MPa (MZ), 217,61 (ZLS) ve 199,62 MPa (RNS) seviyelerine ulaştığı gözlenmiştir.

Stres dağılım paternleri incelendiğinde, Model 5'te stresin konnektör bölgelerinde, özellikle mezial dayanak tarafında yoğunlaştığı ve daha dengeli bir dağılım gösterdiği; Model 6'da ise stresin implant boyun bölgeleri ve implant–gövde bağlantı alanlarında daha sınırlı ve lokalize bölgelerde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Oblik yükleme altında her iki modelde de dağılımın daha asimetrik hale geldiği gözlenmiştir.

Materyaller arası karşılaştırmada, her iki model ve her iki yükleme koşulunda da maksimum stres büyüklüğü sıralamasının MZ > ZLS > RNS şeklinde olduğu belirlenmiştir. Siman tipinin ise maksimum stres değerleri üzerinde sınırlı farklılıklara yol açtığı ve dağılım paternini belirgin düzeyde etkilemediği saptanmıştır.

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, üç farklı üst yapı materyalinin (MZ, ZLS ve RNS), iki farklı rezin simanın (Panavia F 2.0 Varolink II), doğal diş ve implant destekli kuron ve köprü tasarımlarının, vertikal ve oblik yükleme koşullarında oluşturduğu stres dağılımlarının kapsamlı biçimde değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Restorasyon modelleri, tüm gruplarda geometri ve sınır koşullarını standardize ederek materyal/siman/destek tipi ve yük yönü etkilerini aynı anatomik temel üzerinde doğrudan karşılaştırabilmek için aynı kadranda tasarlanmıştır. Bu restorasyon modelleri, sayısal veriler kullanılarak dijital ortamda üç boyutlu olarak oluşturulmuştur. Altı ayrı restorasyon modeli üzerinde gerçekleştirilen analizlerde, her modele statik yükleme koşulları altında vertikal ve 45° eğimli oblik kuvvetler uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler, kuron ve üç üyeli köprü restorasyonlarında diş ve implant destekli senaryolar üzerinden değerlendirilerek geniş bir biyomekanik çerçeve sunmuştur. Çalışmada kullanılan farklı modeller, kuron restorasyonları ile üç üyeli köprülerin diş destekli ve implant destekli senaryolarının doğrudan karşılaştırılmasına olanak sağlamıştır. Böylece farklı üstyapı materyalleri, siman tipleri ve destek biçiminin restorasyonlardaki gerilme dağılımı üzerindeki etkisi çok boyutlu olarak değerlendirilmiş; sabit protezlerde klinikte sık karşılaşılan yükleme koşullarında gerilmenin dağılımı bütüncül biçimde ortaya konmuştur.

Çalışmanın genel bulguları, sabit protetik restorasyonlarda oluşan stres dağılımının başlıca üst yapı materyali, destek tipi ve yükleme yönünden etkilendiğini göstermiştir. Üst yapı materyalindeki değişim, maksimum stres büyüklüğü ve stres dağılım paterninde belirgin farklılıklara yol açmıştır. Oblik kuvvet altındaki Model 1 hariç tüm modellerde stres büyüklükleri MZ > ZLS > RNS şeklinde sıralanmıştır. Model 1 oblik kuvvet altında ise stres büyüklükleri MZ > RNS > ZLS şeklinde izlenmiştir. Diş destekli ve implant destekli sistemler arasında hem stres düzeyi hem de gerilmenin yoğunlaştığı bölgeler bakımından belirgin farklılıklar saptanmış; implant destekli restorasyonlarda streslerin daha lokalize karakter gösterdiği belirlenmiştir. Ayrıca oblik yükleme altında maksimum stres değerlerinin arttığı ve dağılım paterninin daha asimetrik hale geldiği görülmüştür. Buna karşılık, kullanılan siman tiplerinin maksimum stres değerleri ve stres dağılım paterni üzerindeki etkisinin sınırlı kaldığı anlaşılmıştır.

Elde edilen bulgular doğrultusunda, üst yapı materyal farklılıklarının maksimum stres büyüklüğü ve stres dağılım paterni üzerinde etkili olduğunu öngören birinci hipotez kabul edilmiştir. Buna karşın, farklı rezin esaslı simanların maksimum stres değerleri ve dağılım paterni üzerinde belirgin bir değişiklik oluşturacağını öne süren ikinci hipotez reddedilmiştir. Diş destekli ve implant destekli sistemler arasında stres büyüklüğü ile gerilmenin yoğunlaştığı bölgeler bakımından farklılık bulunduğunu ifade eden üçüncü hipotez de kabul edilmiştir. Yükleme yönünün değişmesiyle birlikte, özellikle oblik yükleme altında daha yüksek stres değerleri ve farklı dağılım paternleri elde edilmesi nedeniyle dördüncü hipotez de kabul edilmiştir.

Tam seramik materyallerin klinik kullanımının artmasında, doğal diş dokusuna yakın estetik özellikler sunmaları, biyouyumlu yapıları ve CAD/CAM tabanlı üretim teknolojileriyle uyumlu olmaları etkili olmuştur (135,136). Bununla birlikte, bu materyallerin estetik ve biyolojik avantajları benzer olmakla birlikte, mekanik yükler altındaki davranışları farklılık göstermektedir. Bu çalışmada da üst yapı materyaline bağlı olarak hem maksimum stres büyüklüğünde hem de stresin dağılım karakterinde belirgin değişiklikler saptanmıştır. MZ ve ZLS gibi tam seramiklerde kırılma dayanımı ve çatlak ilerleme direncinin artırılmış olması, posterior bölge gibi yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde de güvenli kullanım imkânı sunmaktadır. (137,138). RNS'lerin daha düşük elastik modülü, stresin tek bir noktada yoğunlaşması yerine daha geniş bir alana yayılmasını sağlayarak rijit materyallere kıyasla daha homojen bir stres dağılımı oluşmasına katkıda bulunur (139,140). Bu farklı mekanik karakteristikler, sonlu elemanlar analizinde materyal temelli stres farklılıklarının ayrıntılı olarak değerlendirilebilmesi açısından da önemli bir avantaj sağlamaktadır. Tüm bu nedenler göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızda monolitik tam seramik blokların tercih edilmesi hem güncel klinik uygulamalarla uyumlu hem de biyomekanik açıdan karşılaştırmalı analizler yapılmasına imkân tanıyan bilimsel olarak gerekçelendirilmiş bir seçimdir. Üç farklı tam seramik materyal arasındaki mekanik ve yapısal farklılıklar, çalışmada elde edilen stres dağılımı bulgularının materyal özellikleri bağlamında yorumlanmasına katkı sağlamıştır. Böylece çalışmanın amacı doğrultusunda materyal temelli farklılıkların ortaya konması sağlanmaktadır.

Diş sert dokularının elastik modülleri, oklüzal kuvvetlerin diş yapısı içindeki dağılımını etkileyen temel biyomekanik parametrelerdendir. Elastik modül değerlerinin

mine için yaklaşık 80 GPa, dentin için ise 15–20 GPa aralığında olduğu bildirilmiştir. (141,142). Çalışmamızda mine ve dentin için bu değerler kullanılmıştır. Restoratif materyallerin elastik modülü de benzer şekilde, yükün restorasyon içinde iletilme biçimini ve stres yoğunlaşmasının karakterini belirleyen temel mekanik özelliklerden biridir. Bu çalışmada kullanılan materyallerin elastik modül değerleri literatürdeki diğer çalışmalarla paralel olarak MZ için 210 GPa, ZLS için 70 GPa ve RNS için 9.25 GPa olarak tanımlanmıştır (130, 131, 143). Bu çerçevede, yüksek elastik modüle sahip MZ'nin daha rijit davranarak stresin daha dar alanlarda yoğunlaşmasına yol açtığı, ZLS'nin ara düzey bir mekanik davranış sergilediği, elastik modülü dentine daha yakın olan RNS'nin ise stresin daha geniş alanlara yayılmasına katkıda bulunarak daha homojen bir dağılım paterni oluşturduğu görülmüştür. Çalışmamızda RNS gruplarında gözlenen daha düşük ve daha dengeli stres dağılımı da bu değerlendirmeyi desteklemektedir. SEA'ya dayalı pek çok çalışma, elastik modül arttıkça, streslerin öncelikle restorasyon içerisinde yoğunlaştığını; elastik modül azaldıkça ise streslerin daha geniş bir alana yayılarak hem restorasyonda hem de destek yapılarda görece daha homojen dağıldığını göstermektedir (144). Dal Piva ve ark. (2018) doğal diş destekli posterior monolitik tam kuron modellerinde 12 farklı materyali (MZ, ZLS, hibrit seramik, PEEK, Co-Cr) karşılaştırdıkları SEA çalışmalarında, elastik modülü yüksek materyallerde maksimum stresin ağırlıklı olarak kuronun iç yüzeyinde, özellikle oklüzal yükleme bölgesine karşılık gelen kesimde yoğunlaştığını bildirmiştir.Buna karşılık, elastik modülü daha düşük materyallerde ise pik stres değerlerinin azalma eğilimi ve gerilmenin daha geniş yüzeye yayıldığı rapor edilmiştir (145).

Tribst ve ark., posterior üç üyeli adeziv köprülerde üst yapı materyali (zirkonya, titanyum, lityum disilikat, kompozit rezin) ve iki rezin simanın (Panavia F2.0, Variolink II) elastik modülündeki değişimin stres dağılımına etkisini SEA ile değerlendirmiştir. Bulgular, elastik modülü yüksek üstyapılarda maksimum streslerin daha çok restorasyon içinde ve arayüzlere komşu bölgelerde yoğunlaştığını; daha düşük elastik modüllü materyallerde ise stresin daha geniş bir alana yayıldığını göstermiştir. Siman elastik modülü arayüzdeki dağılım paternini sınırlı düzeyde etkilerken, biyomekanik yanıt üzerinde belirleyici etkinin esas olarak üst yapı materyalinin elastik modülünden kaynaklandığı bildirilmiştir (146). Tribst ve ark.'nın bu sonuçları, tezimizde MZ, ZLS ve RNS materyallerinde gözlenen sonuçlarla tam olarak uyumludur. Çalışmamızda da elastik modülü yüksek materyallerde streslerin restorasyonun belirli bölgelerinde

belirgin şekilde yoğunlaştığı, elastik modülü daha düşük olan RNS'lerde ise stresin görece daha homojen bir dağılım gösterdiği bulunmuştur. Benzer şekilde, siman türleri arasında büyük fark olmamakla birlikte, elastik modülü daha yüksek olan simanlarda stresin kuron içinde nispeten daha yoğunlaştığı saptanmıştır. Bu açıdan Tribst ve ark.'nın ortaya koyduğu elastik modül-stres ilişkisi ile hem üst yapı materyalleri hem de siman etkisi açısından çalışmamızın bulgularını desteklemekte ve posterior bölgedeki materyal seçimine biyomekanik bir temel sunmaktadır (146) .

Chen ve ark. (2025), 15–17 numaralı dişleri içeren üç üyeli diş üstü sabit bölümlü protez modelinde farklı üstyapı materyallerinin biyomekanik davranış üzerindeki etkisini SEA ile değerlendirmiştir. Çalışmada zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik gibi farklı elastik modüllere sahip materyallerin yanı sıra bağlantı kesit alanlarının etkisi de incelenmiştir.Bulgular, elastik modülü yüksek olan zirkonyanın uygulanan yükleri büyük ölçüde protez bünyesinde tuttuğunu; böylece destek diş ve periodontal dokulara iletilen stresin azaldığını, ancak restorasyon içinde oluşan maksimum gerilmelerin belirgin şekilde yükseldiğini göstermiştir.Buna karşılık, elastik modülü daha düşük olan lityum disilikat ve hibrit seramiklerde stresin daha geniş alanlara yayıldığı ve maksimum stres değerlerinin daha düşük olduğu rapor edilmiştir. Kesit alanına ilişkin bulgular ise, bağlantı bölgesinin daralmasının restorasyon içinde stres yoğunluğunu artırabileceğini göstermiştir (147). Bu değerlendirmeler, tezimizde farklı elastik modüllere sahip materyallerle elde edilen stres dağılımı eğilimleriyle uyumlu olup, rijit materyallerde stresin daha sınırlı ve yoğun bölgelerde toplandığını; daha düşük elastik modüllü materyallerde ise görece daha homojen bir dağılım sağlandığını doğrulamaktadır.

Campaner ve ark.'nın posterior bölgede kullanılan polimer esaslı restoratif materyallerin biyomekanik davranışını değerlendirdikleri çalışmalarında, farklı elastik modüllere sahip materyallerin üç üyeli sabit parsiyel protezlerde (44, 45, 46 numaralı dişler) stres aktarımı üzerindeki etkisi sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Çalışmada, akrilik rezin (PMMA), rezin kompozit ve PEEK (polietereterketon) gibi polimer esaslı CAD/CAM restoratif materyaller değerlendirilmiş; bu materyallerin görece düşük ve dentine daha yakın elastik modülleri sayesinde hem protez yapısında hem de siman tabakası/destek kompleksinde daha kontrollü bir stres dağılımı oluşturduğu gösterilmiştir. Ayrıca, stresin yüksek elastik modüllü ve daha rijit

materyallere kıyasla daha geniş bir yüzeye yayılarak daha homojen bir dağılım sergilediği bildirilmiştir. Bu bulgular, polimer esaslı materyallerin daha rijit sistemlere göre daha yüksek enerji absorpsiyon kapasitesi gösterebildiğini ve restorasyon-dayanak kompleksinde ani gerilme birikimlerini azaltarak daha fizyolojik bir yük aktarımına katkı sağlayabileceğini ortaya koymaktadır. Bu bulgularla uyumlu olarak, elastik modülü daha düşük materyallerin, rijit materyallere kıyasla stresleri daha geniş bir alana yayarak daha homojen bir dağılım oluşturduğu gösterilmiştir (148). Yapılan farklı bir SEA çalışmasında da MZ, lityum disilikat ve RNS materyalleri kullanılan endokuronlar incelenmiştir. RNS'lerin en düşük elastik modüle sahip olması sayesinde restorasyon içinde daha düşük stres değerleri ve diş dokularına daha uyumlu bir deformasyon paterni sergilediği bildirilmiştir.MZ kuronlarda ise stresler daha lokalize gözlenmiştir. Buna benzer şekilde, bizim çalışmamızda da zirkonyanın daha yüksek ve lokalize stres birikimine yol açtığı belirtilmiştir (149).

Gökay ve ark. tarafından yapılan çalışmada, implant destekli posterior tek kuron restorasyonlarında farklı üst yapı materyallerinin stres dağılımları statik ve dinamik yükleme koşulları altında SEA ile değerlendirilmiştir. Çalışmada posterior bölgeyi temsil eden tek kuron modeli kullanılmış; elastik modülü yüksek materyallerde stresin restorasyon bünyesinde daha yoğun şekilde toplandığı, elastik modülü daha düşük materyallerde ise stresin daha geniş bir alana yayıldığı bildirilmiştir (150).

Yapılan farklı bir tez çalışmasında ise, MZ, ZLS ve RNS üst yapı materyallerinin çok üyeli implant üstü köprü restorasyonlarında oluşturduğu stres dağılımları, SEA ile değerlendirilmiştir. Çalışmada, yüksek elastik modüle sahip MZ sistemlerde streslerin köprü modellerinde daha dar alanlarda yoğunlaştığı; ZLS ve RNS materyallerde ise streslerin görece daha dengeli ve homojen bir dağılım gösterdiği bildirilmiştir. Bu bulgular, köprü restorasyonlarında yükün birden fazla destek arasında paylaşılmasına rağmen materyal rijitliğinin stres yoğunlaşmasını belirgin biçimde etkilediğini göstermektedir. Ayrıca elde edilen sonuçlar, çalışmamızda köprü modellerinde gözlenen materyal kaynaklı stres farklılıklarıyla paralellik göstermektedir (151).

Güncel mekanik çalışmalar, RNS'lerin düşük elastik modülleri sayesinde stresleri daha geniş bir alana yayarak lokalize gerilme birikimlerini azaltabildiğini doğrulamakla birlikte, bu avantajın kırılma dayanımı açısından her zaman doğrudan bir

üstünlüğe dönüşmediğini göstermektedir. Weyhrauch ve ark., titanyum implant abutmentleri üzerine yerleştirilen monolitik seramik kuronlarda kırılma dayanımını değerlendirmiş ve mekanik performansı belirleyen temel değişkenin kuron materyali olduğunu bildirmiştir. Termal yaşlandırma sonrası gerçekleştirilen kırılma testlerinde lityum disilikat, ZLS ve RNS grupların, feldspatik, lösit güçlendirmeli cam seramik ve tam kristalize zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikata göre daha yüksek kırılma dayanımı sergilerken, kullanılan siman tipleri arasında belirgin bir farklılık saptanmamıştır. Bu bulgular, çalışmamızda implant destekli modellerde gözlenen stres dağılımı paternleriyle uyumlu olup, ZLS gibi yüksek dayanımlı materyallerin abutment üzerinde oluşan yüksek stresleri klinik olarak tolere edebilme potansiyeline işaret ederken, siman tipinin gerilme düzeyi ve dağılımı üzerindeki etkisinin sınırlı olabileceğini düşündürmektedir (152). Kutluk ve Öngül'ün yapay yaşlandırma sonrası yaptığı mekanik değerlendirmede, MZ'nin kırılma dayanımının RNS ve ZLS gibi CAD/CAM materyallere kıyasla daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Bu bulgu, çalışmamızın SEA sonuçlarıyla birlikte değerlendirildiğinde, MZ modellerinde maksimum streslerin daha yüksek pikler halinde yoğunlaşmasının tek başına olumsuz bir gösterge olarak yorumlanmaması gerektiğini düşündürmektedir; çünkü MZ'nin yüksek mekanik dayanımı, bu stres düzeyleri altında daha dirençli bir materyal profiline işaret etmektedir (153). Bu doğrultuda, çalışmamızda özellikle implant destekli modellerde MZ'de gözlenen daha yüksek gerilme yoğunlaşmalarının, materyalin düşük performansına değil, yüksek rijitlik ve yüksek dayanım kombinasyonuna bağlı biyomekanik davranışını yansıttığı düşünülmektedir.

Klinik açıdan değerlendirildiğinde, yüksek elastik modüle sahip MZ materyalleri, yüksek kırılma dayanımları ve rijit yapıları nedeniyle özellikle posterior bölgelerde ve uzun köprülerde tercih edilmektedir. Bununla birlikte, MZ'nin yüksek rijitliği nedeniyle uygulanan yük altında gerilme daha sınırlı bölgelerde yoğunlaşabildiğinden, özellikle belirli alanlarında (örn. konnektör) stres pikleri belirginleşebilmektedir. Buna karşılık, ZLS ve RNS gibi daha düşük elastik modüle sahip materyaller, yükün hem restorasyon hem de destek dokular içerisinde daha geniş bir alana yayılmasına olanak tanıyarak daha dengeli bir mekanik yanıt oluşturur. Ancak bu materyallerin MZ'ye kıyasla daha düşük kırılma dirençleri göz önünde bulundurulduğunda, uzun köprüler veya yüksek oklüzal yük taşıyan implant üstü

restorasyonlarda kullanım endikasyonlarının dikkatle değerlendirilmesi gerekir (55,150,154).

Tezimizde elde edilen bulgular, sabit protetik restorasyonlarda kullanılan üst yapı materyallerinin elastik modüllerinin, stresin niceliksel büyüklüğü ve dağılım karakteri üzerinde belirleyici bir parametre olduğunu göstermektedir. Yüksek elastik modüllü materyallerde yük, daha çok restorasyon bünyesinde taşınma eğiliminde olduğundan destek dokulara aktarılan stres görece azalabilir; ancak bu durum restorasyon içinde belirgin gerilme yoğunlaşmalarına yol açabilir. Buna karşılık, düşük elastik modüllü materyaller, yükü restorasyon ve destek yapılar arasında daha dengeli paylaştırarak diş/implant-restorasyon kompleksinde daha homojen ve fizyolojik bir stres dağılımı gösterir. Bu çerçevede, materyal seçimi yalnızca estetik ve dayanım parametreleri göz önünde bulundurularak değil; elastik modül–stres dağılımı ilişkisi ve mevcut biyomekanik koşullar (ör. dayanak tipi, köprü uzunluğu, yüklenme paterni) dikkate alınarak yapılmalıdır.

Sabit protetik restorasyonlarda amaç, üst yapı materyali–siman tabakası–dayanak yapı arasında fonksiyonel yükler altında uzun dönem biyomekanik stabiliteyi destekleyen bir arayüz bütünlüğü sağlamaktır (155). Rezin simanlar ve adeziv protokollerdeki gelişmeler, farklı materyal–siman kombinasyonlarının klinikte daha yaygın kullanılmasına olanak tanımıştır. Bununla birlikte klinik çalışmalar en güçlü kanıtı sunsa da uzun izlem süreleri ve çok sayıda klinik değişkenin (yük yönü, termal döngüler, bruksizm, maloklüzyon vb.) birlikte etkili olması nedeniyle siman seçiminin biyomekanik katkısını tek başına ayırt etmek güçleşmektedir (156,157). Bu nedenle SEA, değişkenlerin kontrollü biçimde incelenebildiği bir ortamda farklı simanların diş ve implant destekli kuron/köprü modellerinde stres dağılımı üzerindeki etkilerini karşılaştırmak açısından değerli bir yaklaşım sunmaktadır (98,157)

Rezin simanlar, tam seramik restorasyonlarda adeziv arayüz stabilitesi ve kırılma davranışıyla ilişkili olmaları nedeniyle klinik açıdan önem taşır. Ancak siman tabakası çoğu durumda çok ince bir film şeklinde bulunduğundan, elastik özelliklerindeki farklılıkların tüm sistemin bütünsel rijitliğini genellikle önemli ölçüde etkilemez (158). Nitekim üretici verilerine göre rezin simanların elastik modülü genellikle 10-20 GPa aralığındadır. Bu değerler, MZ ve ZLS gibi üstyapı

materyallerinin çok daha yüksek elastik modülleriyle karşılaştırıldığında, simanın biyomekanik katkısının çoğu zaman ikincil kalabileceğini düşündürmektedir.

Bu tez çalışmasının bulguları, Variolink II İvoclar ve Panavia F2.0 simanlarının karşılaştırılmasında stres büyüklüğü ve dağılım paterninin belirgin biçimde değişmediğini göstermektedir. Birçok modelde, aynı üstyapı materyali içinde Variolink II İvoclar ve Panavia F2.0'ın farkı yalnızca birkaç MPa düzeyinde gözlemlenmiş ve stres odaklarının lokalizasyonu korunmuştur.

Proos ve ark., siman elastik modülü ve siman kalınlığı değişse dahi kuron içi streslerdeki değişimin sınırlı kaldığını bildirmiştir. Siman, daha çok yük iletimini düzenleyen ince bir ara tabaka gibi davranmaktadır (158). Chen ve ark. (2021), tam kuron restorasyonlarında siman hattında oluşan gerilmelerin, siman materyalinin elastik özelliklerinden ziyade kuronun genel rijitliği ve elastik davranışı ile daha yakından ilişkili olduğunu bildirmiştir. Bu bulgu, siman tabakasının çoğu klinik durumda ince bir film şeklinde yer alması nedeniyle biyomekanik etkisinin sınırlı kalabildiğini; gerilme dağılımının ise büyük ölçüde üst yapı materyalinin mekanik özellikleri tarafından belirlendiğini desteklemektedir (159). Bu durumun temel mekanik nedeni, siman aralığının toplam restorasyon hacmine oranla çok düşük olmasıdır. Bizim çalışmamızda da bu bulguyla paralel olarak siman aralığı 50 µm olarak kullanılmıştır.

Liu ve ark., SEA mandibular sağ birinci molar üzerinde oluşturdukları tam seramik kuron modelinde iki farklı rezin simanı (Panavia F ve Variolink II) karşılaştırmış, her bir siman için dört farklı siman kalınlığı tanımlamıştır (60 µm, 90 µm, 120 µm ve 150 µm). Çalışmada, siman tabakasının belirli koşullarda kuvveti hafifletici bir etki gösterebileceği, ancak bu etkinin çoğunlukla kuron üzerindeki streslerde sınırlı kaldığı rapor edilmiştir. Araştırmacılar, stres paternini esas olarak yükleme yönü gibi faktörlerin belirlediğini; siman kalınlığının ve farklı simanların ise bu etkiyi sadece marjinal bölgelerde küçük oranlarda değiştirdiğini vurgulamıştır (160).

He ve ark. (2021), endokuronlarda farklı rezin simanların stres dağılımına etkisini incelemiş ve daha yüksek elastik modüllü simanın, siman tabakası içindeki stres piklerini artırdığını bildirmiştir. Bununla birlikte, siman seçiminin restorasyonun maksimum stres değerleri üzerindeki etkisinin sınırlı kalabildiği; bu durumun nedenleri arasında siman tabakasının inceliği ve iki siman arasındaki elastik modül farkının küçük olması yer aldığı belirtilmiştir. Bu bulgu, çalışmamızda elde edilen sonuçları

desteklemekte olup, siman tipine bağlı değişim %2'den az ve birkaç MPa ile sınırlı kalmış, dağılım paterni korunmuştur (161).

Literatürde siman tipi ve simanla ilişkili parametrelerin stres dağılımına etkisini inceleyen SEA, siman tabakasının restorasyon abutment kompleksinde ikincil bir biyomekanik role sahip olduğunu göstermektedir. Ghasemi ve ark., üç üyeli implant üstü köprü modelinde farklı siman tiplerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, köprü üzerindeki stres dağılım paterninin siman tipine bağlı olarak değişmediği gözlemlenmiştir. Ancak maksimum stres büyüklüklerinin simanların elastik özelliklerine göre sınırlı düzeyde farklılaşabildiğini bildirmiştir (162).

Özetle literatürde, simanın stres aktarımını tamamen etkisiz bir bileşen olarak değil; ancak ince bir tabaka olması ve benzer elastik özellikteki iki rezin siman karşılaştırmalarında, özellikle restorasyon içi von Mises üzerinde, etkisi sınırlı kalan bir parametre olarak kabul edilmiştir. Tezimizde gözlenen siman etkisinin minimal olması bulgusu bu genel çerçeveyle uyumludur.

Restorasyonlarda oklüzal yüklerin taşınma ve dağılımını etkileyen bir diğer önemli faktör, restorasyonun tasarımı ve destek tipidir. Bu tez çalışmasının çıkış noktası, destek tipi ve üst yapı materyali farklılıklarının, seramik restorasyonlarda oluşan stres paternlerini belirgin biçimde değiştirebileceği hipotezidir. Bu kapsamda, implant destekli ve prepare edilmiş doğal diş destekli tam kuron ve köprü restorasyonlarda, farklı restoratif materyallerin oluşturduğu stres dağılımları SEA ile karşılaştırmalı biçimde değerlendirilmiştir. Elde edilen bulguların, materyal ve restorasyon tasarımı seçiminde biyomekanik açıdan daha öngörülebilir kararlar alınmasına katkı sağlaması ve olası erken/uzun dönem başarısızlık risklerinin azaltılmasına yönelik bir çerçeve sunması hedeflenmiştir.

Çalışmamızda destek tipinin değişmesiyle birlikte tüm materyallerde stres büyüklüğü ve dağılım paterninde belirgin farklılıklar gözlenmiştir. Genel olarak, implant destekli modellerde stresin doğal diş destekli modellere kıyasla daha lokalize bölgelerde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Özellikle çok üyeli restorasyonlarda servikal marjinler ve konnektör bölgeleri kritik stres birikim alanları olarak öne çıkmıştır. Tek üyeli implant destekli modellerde ise oklüzal temas çevresinde dar ve belirgin stres yoğunlaşmaları izlenirken, doğal diş destekli modellerde stresin daha geniş alana yayılan ve daha homojen bir dağılım paterni gösterdiği görülmüştür.

Doğal diş ve implant destekli modeller arasında gözlenen stres dağılımı farklılığının temel biyomekanik nedeni, destek yapıların oklüzal yükler karşısında sergilediği farklı mekanik davranışlardır. Doğal dişler, kök yüzeyi ile alveoler kemik arasında yer alan ve viskoelastik özellik gösteren periodontal ligament aracılığıyla alveoler kemiğe bağlanmaktadır. Bu yapı sayesinde doğal dişler oklüzal kuvvetler altında fizyolojik düzeyde mikromobilite gösterebilmektedir. Literatürde bu hareketin yaklaşık 20–100 μm arasında değiştiği bildirilmektedir (163). Periodontal ligament, oklüzal yüklerin tek bir noktada yoğunlaşmasını engelleyerek kök yüzeyi boyunca daha geniş bir alana yayılmasına ve kademeli olarak sönümlenmesine katkıda bulunmaktadır (13,119,164,165). Bu nedenle doğal diş destekli sistemlerde yükün bir kısmı destek yapı tarafından karşılanmakta ve kuron materyali içinde biriken stres sınırlanmaktadır. Nitekim çeşitli SEA çalışmaları da periodontal ligamentin varlığının stres dağılımını daha dengeli hale getirdiğini ve maksimum stres birikimini azalttığını, ligamentin bulunmadığı daha rijit sistemlerde ise stresin daha yüksek ve lokalize düzeyde yoğunlaştığını göstermiştir (166,167). Çalışmamızda doğal diş destekli modellerde stresin daha homojen dağılması ve maksimum von Mises değerlerinin daha düşük seyretmesi de bu biyomekanik mekanizma ile uyumludur.

Buna karşın, implant destekli modellerde biyomekanik davranış osseointegrasyon nedeniyle doğal dişlerden farklılık göstermektedir. Dental implantların kemik ile doğrudan temas halinde olması, implant–kemik arayüzünde yüksek rijitlikte bir bağlantı oluşturmakta ve oklüzal yüklerin daha doğrudan iletilmesine neden olmaktadır (13,168). Periodontal ligament bulunmadığı için osseointegre implantlar yalnızca kemiğin elastik deformasyonuna bağlı olarak yaklaşık 3–5 μm düzeyinde sınırlı hareket gösterebilmektedir (169). Nitekim Eskitaşcıoğlu ve ark., implant destekli restorasyonlarda mevcut rijit bağlantının yüklerin özellikle servikal implant bölgesi ile oklüzal temas alanlarında yoğunlaşmasına ve bu bölgelerde belirgin stres pikleri oluşmasına neden olduğunu bildirmiştir (170).

Aynı yükleme koşullarında implant destekli modellerde kuron içi gerilmeler doğal diş destekli modellere kıyasla daha yüksek seyretmektedir. Vertikal yükleme altında tüm materyallerde implant destekli modellerde elde edilen maksimum von Mises gerilmeleri doğal diş destekli modellere göre artmıştır. Nitekim doğal diş destekli Model 1'de MZ, ZLS ve RNS için von Mises değerleri sırasıyla 55–53–47 MPa düzeylerinde

iken, implant destekli Model 2'de bu değerler 164–156–152 MPa seviyelerine ulaşmıştır. Bu artış, destek tipinin değişmesiyle birlikte yük iletim mekanizmasının da değiştiğini; implant destekli sistemlerde kuvvetlerin daha rijit bir biyomekanik ortamda iletilmesi nedeniyle kuron materyali içinde daha yüksek ve daha lokalize gerilme birikimlerinin oluştuğunu göstermektedir.

Ulusoy ve ark., SEA kullanarak aynı restorasyon geometrisinin doğal diş destekli ve implant destekli restorasyonlarını karşılaştırmıştır. Destek tipinin değişmesinin kuvvet paylaşımını ve stres dağılımını belirgin biçimde etkilediğini bildirmiştir. Çalışmada, implant destekli modellerde daha yüksek stres değerleri gözlemlendiği vurgulanmıştır (171). Robinson ve ark., doğal diş ve implant destekli sistemleri karşılaştırdıkları çalışmada, kurona uygulanan oklüzal kuvvetler sonucunda doğal diş destekli modellerde düşük stres değerleri oluştuğunu; implant destekli kuronlarda ise stresin yüksek değerlere ulaştığını raporlamıştır (172). Verma ve ark., iki boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak farklı destek kombinasyonlarına sahip sabit parsiyel protez modellerini incelemiştir. Çalışmada köprü modelleri metal-seramik protez tasarım prensiplerine göre oluşturulmuş; doğal diş, post-core ile restore edilmiş endodontik tedavili diş ve implantın farklı kombinasyonlarda dayanak olarak kullanıldığı toplam altı model karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlarda, destek tipinin biyomekanik davranışı belirgin biçimde değiştirdiği; özellikle implantın dayanak olarak yer aldığı modellerde stres yoğunlaşmasının arttığı, her iki dayanağın da implant olduğu modelde ise en yüksek stres değerlerinin elde edildiği bildirilmiştir. Bu bulgular, çalışmamızda implant destekli modellerde kuron içi maksimum von Mises stres değerlerinin diş destekli modellere göre daha yüksek bulunmasıyla uyumluluk göstermekte ve destek sisteminin rijitliğinin artmasının restoratif yapılardaki gerilme düzeyi üzerinde belirleyici olduğunu desteklemektedir. (173).

Güven ve ark., üç ve beş üyeli MZ köprü modellerinde aynı üst yapı geometrisini koruyarak yalnızca destek tipini değiştirdikleri SEA'da, implant destekli köprülerde oluşan stres değerlerinin doğal diş destekli köprülere kıyasla belirgin şekilde yüksek olduğunu rapor etmiştir (174). Yapılan bir diğer çalışmada, Rand ve ark., posterior bölgede yer alan dört üyeli tam seramik sabit bölümlü protezlerde, yalnızca destek tipi değiştirilerek gerçekleştirilen SEA'da, destek sisteminin rijitliğinin restorasyon içindeki stres büyüklüğünü doğrudan etkilediğini ortaya koymuştur.

Çalışmada, tamamen doğal diş destekli, kombine (diş + implant) destekli ve tamamen implant destekli köprü modelleri karşılaştırılmış; destek rijitliği arttıkça restorasyon içerisinde oluşan von Mises gerilmelerinin belirgin biçimde arttığı bildirilmiştir (175). Elde edilen bulgular, implant destekli restorasyonlarda artan sistem rijitliğinin kuron ve çevre yapılarda daha yüksek stres oluşumuna yol açtığını vurgulamaktadır (176). Tüm bu çalışmalar bizim bulgularımızla paralellik göstermektedir.

Klinik uygulamada yükleme karakteristikleri açısından belirgin farklılık gösteren anterior ve posterior bölgelerde stres dağılımı ayrıca değerlendirilmiştir. Bu doğrultuda, çalışmada analiz bölgesi olarak kanin ve birinci molar dişler seçilmiştir. Bu tercih, söz konusu dişlerin oklüzal sistem içindeki farklı fonksiyonel rolleri ve maruz kaldıkları yükleme tiplerini temsil etmelerine dayanmaktadır. Kanin dişler, anterior rehberliğin sağlanmasında temel rol oynayan ve lateral ile protrüziv mandibular hareketler sırasında ağırlıklı olarak oblik kuvvetlere maruz kalan dişlerdir. Bu nedenle kanin bölgesi, oblik yüklemenin restoratif sistemler üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi açısından biyomekanik olarak kritik bir model oluşturmaktadır (177). Birinci molar dişler oklüzal sistem içinde vertikal çiğneme kuvvetlerinin primer olarak karşılandığı bölgeler olarak kabul edilmektedir. Literatürde maksimum çiğneme kuvvetlerinin en sık birinci molar bölgesinde yoğunlaştığı ve bu dişlerin vertikal yüklerin karşılanmasında temel rol oynadığı bildirilmiştir (178,179). Bu iki bölge, implant destekli restorasyonların biyomekanik değerlendirilmesi açısından da özel bir önem taşımaktadır. Kanin ve birinci molar bölgeleri, ark boyunca yük aktarımı ve protetik stabilite açısından kritik konumlar olarak kabul edilmektedir (13). Anterior bölgede implant destekli kanin restorasyonları, lateral ve protrüziv hareketler sırasında oluşan oblik kuvvetler nedeniyle; posterior bölgede birinci molar restorasyonları ise yüksek vertikal çiğneme kuvvetleri nedeniyle biyomekanik açıdan hassas bölgeleri temsil etmektedir (98,146). Ayrıca posterior implant bölgelerinde oluşan yüksek aksiyal streslerin mekanik komplikasyonlarla ilişkili olabileceği çeşitli sonlu elemanlar analizi çalışmalarıyla gösterilmiştir (170,180). Bu nedenle kanin ve birinci molar bölgelerinin birlikte değerlendirilmesi, anterior ve posterior bölgelerde baskın olan farklı yükleme karakteristiklerinin aynı metodolojik çerçevede doğrudan karşılaştırılmasına olanak sağlamaktadır.

Sabit protetik restorasyonlarda stres dağılımı, restorasyonun anatomik konumuna ve destek tipine göre farklılıklar sergilemektedir. Çalışmamızda elde edilen bulgular, anterior ve posterior kuron ve köprü modellerinde stres lokalizasyonunun farklılaştığını göstermiştir. Bu farklılıklar, diş anatomisinin ve oklüzal yüzey geometrisinin biyomekanik davranış üzerindeki belirleyici etkisini yansıtmaktadır. Çalışmamızda anterior modellerde oklüzal temas alanının sınırlı olması, yükün restorasyonun iç yüzey merkezinde yoğunlaşmasına ve kuron içinde daha lokalize stres paternlerinin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Literatürde, oklüzal temas alanının küçülmesi ve temasın tek bir noktada yoğunlaşmasının, restorasyon içinde stres piklerini artırdığı ve gerilmenin daha odaklı hale geldiği bildirilmiştir (181).

Ausiello ve ark. tarafından üst kanin dişlerde gerçekleştirilen SEA çalışmasında, palatal yüzeye 63° açıyla uygulanan yük restorasyon iç yüzeyinde yüksek stres gradyanları oluşturmuştur (182). Çalışmamızda gözlenen lingual-insizal stres konsantrasyonu, bu literatür bulgularıyla paralellik göstermektedir. Posterior modellerde ise geniş oklüzal yüzey morfolojisi sayesinde stresin, anterior modellere kıyasla oklüzal alanda daha geniş bir bölgeyi etkilediği gözlenmiştir. Molar kuronlarda yükün fossalar ve tüberkül eğimleri boyunca dağılarak tek bir noktada yoğunlaşmak yerine oklüzal yüzey üzerinde yayılım göstermektedir. D'souza ve ark., mandibular birinci molar restorasyonlarında gerçekleştirdikleri SEA'da, posterior kuronlarda stresin öncelikle yükleme noktalarına yakın bölgelerde yoğunlaştığını ancak geniş oklüzal yüzey alanı nedeniyle bu stresin oklüzal yüzey içerisinde daha yaygın bir alana dağıldığını bildirmiştir. Bu bulgular, çalışmamızda posterior modellerde gözlenen stres dağılım paternleriyle uyumludur (183). Bu bağlamda, posterior dişlerde farklı anatomik ve oklüzal morfolojiye bağlı olarak stresin dağılım paterninin anterior modellere kıyasla belirgin biçimde değiştiği görülmektedir.

Çalışmamızda üç üyeli köprü modellerinde stres, özellikle yükün geldiği taraftaki konnektör bölgelerinde ve çoğunlukla gingival/embrasür bölgesine yakın kesimde yoğunlaşmaktadır. İmplant destekli köprülerde ise bu yoğunlaşma daha lokalize ve yüksek stres değerlerinde görülmektedir. Konnektör bölgesinin köprü restorasyonlarındaki kritik önemi literatürde çeşitli çalışmalarla desteklenmiştir. G.Sannino ve ark., köprü restorasyonlarında stres dağılımını değerlendirdikleri çalışmalarında konnektör geometrisini sabit tutmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre,

farklı yükleme koşullarında maksimum von Mises gerilmeleri gövde ve dayanak konnektör bölgelerinde yoğunlaşmıştır (184). Aynı çalışmada, SEA ek olarak kırılma testleri de uygulanmıştır. Yapılan testler SEA bulgularını destekler nitelikte sonuçlar ortaya koymuştur. Yükleme açısı ve yükün uygulandığı bölgeye bağlı olarak, deneysel testlerde hasar ve kırılma riskinin öncelikle konnektör bölgelerinde ortaya çıktığı gösterilmiştir. Yazarlar bu durumu, köprü sisteminin fonksiyonel kuvvetler altında sergilediği bükülme davranışının yapısal geçiş bölgesi olan konnektörlerde yoğunlaşmasıyla açıklamaktadır. Yapılan başka bir çalışma da üç üyeli tam seramik köprülerde konnektör tasarımının stres dağılımı ve kırılma direnci üzerindeki etkisini sonlu eleman analizi ve deneysel testlerle değerlendirmiştir. Çalışmada maksimum gerilmelerin konnektörün özellikle gingival bölgesinde yoğunlaştığı ve konnektör kesit alanı arttıkça stres değerlerinin azaldığı gösterilmiştir (185). Bu bulgular, konnektör bölgesinin köprü restorasyonlarında biyomekanik açıdan kritik bir alan olduğunu desteklemektedir.

Kelly ve ark., laboratuvar ortamında kırılmış 20 tam seramik köprü örneğini ve klinikte başarısız olmuş 9 tam seramik köprüyü kırık yüzey analizi ile değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, tüm kırılmaların konnektör bölgesinde meydana geldiği bildirilmiştir. Kırık yüzey incelemeleri, çatlak başlangıç noktasının çoğunlukla gingival embrasür bölgesinde lokalize olduğunu göstermiştir. Bu bulgular, çalışmamızda konnektör bölgesinin gingival embrasür bölgesinde gözlenen stres birikimi ile paralellik göstermektedir. Konnektör bölgesi, köprü restorasyonlarında biyomekanik açıdan en kritik ve başarısızlık riski en yüksek bölge olarak değerlendirilmektedir (186).

Çiğneme fonksiyonu sırasında kuvvetler tek bir yönde değil, farklı büyüklük ve açılarda ortaya çıkabilir. Bu nedenle statik ve dinamik yükleme içeren stres analizi çalışmalarında yalnızca vertikal yüklerin değil, oblik yüklemelerin de değerlendirilmesi önerilmektedir (187). Literatürde oblik yüklerin klinik açıdan daha belirleyici olduğu ve vertikal yüklemeye kıyasla daha yüksek stres değerleri oluşturabildiği bildirilmiştir (188). Bu doğrultuda çalışmamızın SEA protokolünde her model iki farklı yükleme koşulu altında analiz edilmiştir. Vertikal yükleme ve 45° açılı oblik yükleme uygulanmıştır. Oklüzal yükleme yönünün mekanik yanıt üzerindeki etkisini inceleyen önceki çalışmalarda, oblik yüklemenin vertikal yüklemeye göre daha yüksek stres değerleriyle ilişkili olduğu bulunmuştur (189,190).

Çalışmamızda tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme koşulları altında elde edilen stres dağılım paternleri karşılaştırıldığında, yükleme yönünün stres dağılımı üzerinde önemli bir etkisi olduğu görülmüştür. Vertikal yükleme altında stres dağılımı daha simetrik ve öngörülebilir bir patern sergilemiştir. Stresin temas noktalarından yüzeylere daha kontrollü şekilde yayıldığı izlenmiştir. Buna karşılık, 45° oblik yükleme, vertikal yüklemeye kıyasla tüm materyal ve protez model kombinasyonlarında stres seviyelerini belirgin biçimde artırmıştır. Stresin kuvvet yönünde asimetrik bir dağılım kazanmasına ve belirli bölgelerde lokal yoğunlaşmasına neden olmuştur. Bu durum, yükleme yönünün restoratif sistemlerin stres dağılımını belirleyen temel faktörlerden biri olduğunu göstermektedir.

İnci ve ark., SEA'da hibrit seramik, RNS, lityum disilikat ve MZ gibi farklı CAD/CAM materyallerini karşılaştırmalı olarak incelemiştir. Mandibular premolar–molar bölgeyi temsil eden (5–6–7 numaralı dişler) üç implant üzerine yerleştirilen splintli ve splintlenmemiş protez tasarımları incelenmiştir. Uygulanan yükler vertikal ve 45° oblik olarak belirlenmiştir. Çalışma sonuçları, yük aktarımının kuvvetin yönüne bağlı olarak belirgin biçimde değiştiğini göstermiştir. Özellikle oblik yükleme altında stres, vertikal yüklemeye göre implant destekli protetik yapıda daha yüksek değerlere ulaşmış ve restorasyonun marjinal bölgelerinde daha belirgin hale gelmiştir. Ayrıca dört materyal arasında RNS'nin restorasyon içerisindeki stres düzeylerini, özellikle marjinal alanda, daha düşük tuttuğu bildirilmiştir (191).

Benzer şekilde, implant destekli posterior restorasyonları inceleyen bir sonlu elemanlar analizinde, mandibular birinci molar bölgesinde yer alan implant üzerine yerleştirilen MZ kuronlar kullanılarak farklı yükleme yönlerinin biyomekanik etkileri değerlendirilmiştir. Restorasyonlar vertikal ve oblik yükleme koşulları altında analiz edilmiştir. Vertikal yükleme altında stres dağılımı daha simetrik bir karakter sergilerken, oblik yükleme koşullarında stres seviyelerinin arttığı ve gerilmelerin kuvvet yönünde daha lokalize alanlarda yoğunlaştığı bildirilmiştir. Bu bulgular, implant destekli restorasyonlarda oblik yüklerin vertikal yüklere kıyasla biyomekanik açıdan daha kritik bir yükleme senaryosu oluşturduğunu göstermektedir (192). Sonuç olarak, oblik yükleme vertikal yüklemeye kıyasla restoratif sistemlerde daha yüksek ve lokalize stres birikimine yol açmaktadır. Bu sonuçlar tezimizdeki bulgularla paralellik göstermektedir.

Bu durum, klinik planlamada oklüzal kuvvet yönünün kontrolünün, materyal ve tasarım seçimleri kadar kritik olduğunu desteklemektedir.

Sabit protetik restorasyonlar; diş, abutment, siman tabakası ve üst yapı gibi birden fazla bileşenden oluşan ve geometrik olarak karmaşık bir sistemdir. Bu sistemde farklı yükleme koşulları altında ortaya çıkan gerilme alanlarının klinik ortamda doğrudan, bütüncül ve tekrarlanabilir biçimde ölçülmesi pratik olarak güçtür. Bu nedenle sonlu elemanlar analizi, kompleks yapıları dijital ortamda modelleyerek küçük elemanlara ayıran; maksimum stres değerlerini ve stres dağılım paternlerini sayısal olarak hesaplayabilen ve bu sonuçları renkli haritalar aracılığıyla görselleştirerek gerilmenin yoğunlaştığı bölgeleri ortaya koyan uygun bir yöntem olarak öne çıkmaktadır (114,193,194). SEA'nın diğer önemli avantajlarından biri, yükleme pozisyonu ile kuvvetin büyüklüğü ve yönündeki değişikliklerin kolaylıkla uygulanabilmesidir. Bu sayede, aynı model üzerinde çok sayıda senaryo tekrarlanarak farklı parametreler aynı geometri ve sınır koşulları altında standardize şekilde değerlendirilebilmektedir (114,120,124). Bu sayede SEA farklı kuron materyalleri, siman tipleri, protetik modeller ve yükleme yönlerini aynı geometri ve standart sınır koşulları altında karşılaştırmaya olanak tanır. Böylece kuron ve köprü içi stres dağılımları bütüncül bir biçimde değerlendirilebilir. Klinik olarak doğrudan ölçülmesi güç olan biyomekanik farklılıkların sayısal olarak değerlendirilmesi, SEA'nın tezimizin amacı doğrultusunda uygun bir yöntem olduğunu göstermektedir.

Bu çalışmada biyomekanik değerlendirme, eşdeğer von Mises stres dağılımları temel alınarak gerçekleştirilmiştir. Von Mises yaklaşımı, iki ve üç eksenli gerilme durumlarını tek bir eşdeğer stres değeri altında toplayarak restorasyon sisteminde oluşan genel stres paternlerinin bütüncül olarak değerlendirilmesini sağlar (106,107). Literatürde, restoratif sistemlerin biyomekanik analizinde von Mises stresinin yaygın olarak kullanıldığı bildirilmiştir. Bu ölçüt, farklı materyal, siman ve yükleme koşulları arasındaki gerilme yoğunlaşmalarını karşılaştırmada güvenilir bir referans sunar. (98,120,123,124). Bu doğrultuda, von Mises temelli değerlendirme yaklaşımı farklı materyal–siman kombinasyonları ile vertikal ve oblik yükleme koşullarının oluşturduğu gerilme paternlerini ortak bir metrik üzerinden karşılaştırmaya imkân tanır. Böylece, tartışma bölümünde elde edilen bulgular daha tutarlı ve bütüncül olarak yorumlanabilir.

SEA ile elde edilen gerilme sonuçlarının doğruluğu ve tekrarlanabilirliği, modelin ağ (mesh) yapısı ile doğrudan ilişkilidir. Düğüm (node) ve eleman (element) sayısı, geometrinin sayısal ortamda ne ölçüde hassas temsil edildiğini belirlerken; özellikle yüksek gerilme gradyanlarının bulunduğu bölgelerde mesh yoğunluğu, sonuçların güvenilirliği açısından kritik bir rol oynamaktadır. Literatürde, yetersiz mesh yoğunluğuna sahip modellerde maksimum von Mises ve asal gerilme değerlerinin olduğundan daha düşük tahmin edilebildiği ve stres dağılım paternlerinin lokal pikleri maskeleyen daha homojen bir karakter sergileyebildiği bildirilmiştir (98,195).

Dental restorasyonları konu alan sonlu elemanlar çalışmalarında, sayısal sonuçların güvenilirliğini artırmak amacıyla yeterli düğüm ve eleman sayısına sahip mesh yapılarının kullanılması önerilmektedir. Literatürde dental implant çalışmalarında yaklaşık 100.000–700.000 düğüm ve 150.000–2.000.000 eleman aralığında modellerin kullanıldığı görülmektedir (196). Özellikle implant destekli modellerde, yüksek stres gradyanlarının beklendiği bölgelerde daha yoğun mesh yapılarının tercih edildiği bildirilmektedir.

Mevcut çalışmamızda kullanılan modellerde düğüm sayılarının yaklaşık 343.000–700.000, eleman sayılarının ise 1.319.000–2.784.000 arasında değişmesi, farklı restoratif senaryoların geometrik karmaşıklık düzeylerinin yeterli çözünürlükte temsil edilmesine olanak sağlamıştır. Özellikle implant destekli ve çok üyeli köprü modellerinde daha yüksek düğüm ve eleman sayılarının kullanılması, bu sistemlerde oluşması beklenen lokal stres yoğunlaşmalarının daha net ve keskin biçimde ortaya konmasına katkı sağlamıştır. Benzer şekilde, konnektör bölgelerini inceleyen çalışmalarda, mesh yoğunluğu artırıldığında stres piklerinin daha lokalize hale geldiği ve klinik açıdan kritik bölgelerin daha doğru şekilde tanımlanabildiği bildirilmiştir (184).

Bununla birlikte, düğüm ve eleman sayısındaki artış hesaplama süresini ve sayısal maliyeti artırmaktadır. Bu nedenle sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan mesh yapısının, hem geometrik temsili yeterli hassasiyetle sağlayacak hem de hesaplama verimliliğini koruyacak şekilde dengelenmesi gerekmektedir. Bu çalışmada kullanılan ağ yapılarının, literatürde rapor edilen dental sonlu elemanlar analizlerindeki düğüm–eleman aralıklarıyla uyumlu olması ve elde edilen stres dağılımlarının tutarlı paternler

sergilemesi, modellerin sayısal açıdan yeterli hassasiyete sahip olduğunu düşündürmektedir (197,198).

Sonuç olarak, bu çalışmada elde edilen stres büyüklükleri ve dağılım paternleri yalnızca materyal özellikleri ve destek tipine değil, aynı zamanda kullanılan mesh yapısının yeterliliğine de bağlıdır. Bu nedenle bulgular yorumlanırken, SEA'nın doğasına özgü olarak düğüm ve eleman sayısına bağlı sınırlılıkların göz önünde bulundurulması ve sonuçların mutlak klinik eşikler yerine karşılaştırmalı bir çerçevede değerlendirilmesi gerekmektedir.

Bu çalışmanın limitasyonları;

1. Bu çalışma, klinik ortamın birebir kopyası olmayan bilgisayar destekli in vitro bir SEA'dır. Sonuçlar, klinik koşulları doğrudan yansıtmak yerine karşılaştırmalı olarak değerlendirilmelidir.

2. Analizler statik vertikal ve oblik yükleme koşulları altında gerçekleştirilmiştir; dinamik, tekrarlayan yükler modele dahil edilmemiştir.

3. Materyaller homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilerek modellenmiştir. Gerçek klinik koşullarda görülebilecek doğrusal olmayan davranışlar değerlendirilmemiştir.

4. Periodontal ligamentin viskoelastik özellikleri, kemik remodelasyonu ve biyolojik adaptasyon süreçleri SEA modellerinde tam olarak temsil edilememektedir.

5. Sıcaklık değişimleri, nem, sürtünme, mikrohareketler ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi ağız ortamına özgü faktörler analiz kapsamı dışında bırakılmıştır.

6. Elde edilen stres değerleri mutlak klinik eşikler olarak yorumlanmamalıdır. Bu değerler, farklı materyal, destek tipi ve yükleme yönleri arasındaki göreceli biyomekanik farkları ortaya koyan göstergeler olarak değerlendirilmelidir.

Bu sınırlılıklara rağmen çalışma, farklı kuron materyalleri, siman tipleri ve destek biçimlerini; aynı geometri ve sınır koşulları altında, vertikal ve oblik yükleme senaryoları ile birlikte değerlendirmiştir. Literatürde çoğu SEA çalışması bu parametreleri tekil ya da sınırlı kombinasyonlarla ele alırken, bu çalışmada klinikte eşzamanlı olarak karar verilen üst yapı materyali, siman tipi, destek biçimi ve yük yönü tek bir standartlaştırılmış modelleme çerçevesinde birlikte incelenmiştir. Böylece, farklı

restoratif senaryoların biyomekanik davranışları doğrudan ve karşılaştırılabilir biçimde analiz edilebilmiştir. Aynı yaklaşımın hem tek kuron hem de üç üyeli köprü restorasyonlarına uygulanması, restorasyon tipine bağlı stres yanıtlarının aynı metodoloji altında değerlendirilmesini sağlamıştır. Bu sayede, materyal ve destek değişkenlerinin restorasyon geometrisi ile birlikte kuron içi stres dağılımını nasıl etkilediği sistematik olarak ortaya konulmuştur. Bulgular, kuron içi stres dağılımını belirleyen temel faktörlerin materyal rijitliği ve yük yönü olduğunu; siman tipinin ise stres büyüklüğü ve dağılım paterni üzerinde sınırlı bir etkiye sahip bulunduğunu göstermektedir. Bu durum, restoratif bileşenlerin biyomekanik katkılarının hiyerarşik olarak ayrıştırılmasına olanak tanımakta ve klinik uygulamada öncelikli parametreleri netleştirmektedir.

Sonuç olarak çalışma, klinik kararları doğrudan yönlendirmekten ziyade, farklı restoratif materyallerin, simanların ve destek sistemlerinin biyomekanik davranışlarını kontrollü koşullar altında karşılaştırmalı olarak değerlendirmeye olanak sağlayan tutarlı bir referans çerçevesi sunmaktadır. Ancak bu bulguların klinik geçerliliğinin güçlendirilmesi için, farklı deneysel modeller ve uzun dönemli klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, farklı üst yapı materyalleri ile rezin simanların, diş ve implant destekli sabit protetik restorasyonlarda oluşan stres dağılımı üzerindeki etkileri sonlu elemanlar analizi yöntemiyle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular doğrultusunda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Farklı üst yapı materyallerinin elastik modülleri, tüm modellerde stresin nicelik ve dağılım karakterini belirleyen temel unsurlar olmuş; yüksek elastik modüllü materyallerde stres belirgin olarak yoğunlaşırken, daha düşük elastik modüllü materyallerde stresin daha kontrollü ve geniş yüzeylere yayıldığı görülmüştür.

2. Monolitik zirkonya, rijit yapısı nedeniyle hem tek üyeli hem çok üyeli modellerde en yüksek stres değerlerini oluşturmuş; bu stres, özellikle yükün uygulandığı bölgelerde dar odaklarda keskin pikler halinde yoğunlaşmıştır.

3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyali, monolitik zirkonyaya kıyasla yükü daha dağıtılmış şekilde ileterek stres seviyelerini orta düzeyde tutmuş ve restorasyon boyunca daha düzenli bir dağılım paternine ulaşılmasını sağlamıştır.

4. Rezin nano seramik, düşük elastik modülü sayesinde hem tek üyeli hem köprü modellerinde en düşük stres değerlerini üretmiş ve stresin daha homojen bir şekilde yayılmasına olanak tanımıştır.

5. Siman türlerinin (Variolink ve Panavia) karşılaştırılmasında, üst yapı materyallerinin belirleyici etkisine kıyasla simanların stres büyüklüğü ve paternini değiştirmediği; bu nedenle simanın biyomekanik açıdan sınırlı bir rol oynadığı ortaya konmuştur.

6. Doğal diş destekli modellerde dayanağın doğal diş olması ve fizyolojik olarak yük altında uyum gösterebilmesi**,** oklüzal yüklerin kuron içinde daha geniş alana yayılmasını sağlamış; bu nedenle kuron içi stresler daha düşük ve daha homojen dağılmıştır. İmplant destekli modellerde ise implant–abutment bağlantısının rijitliği**,** yükün üst yapıya daha doğrudan aktarılmasına yol açmış ve özellikle oklüzal temas ile bağlantı çevresinde daha yüksek ve daha belirgin stres pikleri oluşturmuştur.

7. Anterior modellerde yük, sınırlı temas alanı nedeniyle restorasyonun iç yüzey merkezinde yoğunlaşırken; posterior modellerde geniş oklüzal yüzey sayesinde

stres fossalardan aksiyal duvarlara daha geniş bir alana yayılmıştır. Ancak implant destekli posterior modellerde bu anatomik avantaja rağmen stresin yine dar odaklarda biriktiği görülmüş, destek tipinin stres yoğunlaşmasını belirleyen ana etkenlerden biri olduğu doğrulanmıştır.

8. Köprü restorasyonlarında, tek üyeli modellerden farklı olarak yük transferi iki destek arasında bölündüğü için stres paternleri konnektör geometrisine duyarlı hale gelmiş; konnektörler hem doğal diş hem implant destekli köprülerde en kritik stres alanları olarak belirlenmiştir.

9. İmplant destekli köprü modellerinde rijit desteğin etkisiyle stres, özellikle implant tarafındaki konnektörlerde belirgin yoğunluğa ulaşmış; bu yoğunlaşma doğal diş destekli köprülere kıyasla daha yüksek değerlerde gerçekleşmiştir.

10. Vertikal yükleme altında tüm modellerde stres dağılımı daha simetrik ve öngörülebilir bir patern göstermiş; stres, temas noktalarından yapısal yüzeylere daha kontrollü şekilde yayılmıştır.

11. Oblik yükleme, vertikal yüklemeye kıyasla tüm materyal ve protez modellerinde stres seviyelerini artırmış; stresin uygulanan kuvvet yönünde asimetrik bir patern kazanmasına ve belirli bölgelerde yoğunlaşmasına neden olmuştur.

12. Stres dağılımının genel değerlendirmesi, üst yapı materyalinin mekanik özellikleri, destek tipindeki biyomekanik farklar ve protez modelinin geometrisinin restorasyonların yük karşısındaki davranışını belirleyen ana parametreler olduğunu; simanın ise bu sistem içinde sınırlı bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir.

Bu çalışma kapsamında elde edilen veriler, farklı materyal ve destek tiplerinin biyomekanik davranışlarını karşılaştırmalı olarak ortaya koymuştur. Bununla birlikte, sonlu elemanlar analizinin idealize edilmiş koşullar altında gerçekleştirilen bir yöntem olması nedeniyle, bulguların klinik koşulları tam olarak yansıtmayabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle, elde edilen sonuçların ileri in vitro ve in vivo çalışmalarla desteklenmesi yararlı olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. K. (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *90*(1), 31-41.
2. Tuzlalı, M. , K. B. , & D. M. (2018). Sabit protez restorasyonlarının biyomekanik özellikleri ve klinik uygulamalara etkileri. *Turkish Journal of Prosthodontics*, *7*(1), 45-52.
3. Tabata, L. F., Gonçalves Assunção, W., Barão, V. A. R., Alves Gomes, E., Aparecida Delben, J., Capello de Sousa, E. A., & Passos Rocha, E. (2010). Comparison of Single-Standing or Connected Implants on Stress Distribution in Bone of Mandibular Overdentures. *Journal of Craniofacial Surgery*, *21*(3), 696-702.
4. Pjetursson, B. E., Sailer, I., Zwahlen, M., & Hämmerle, C. H. F. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, *18*(s3), 73-85.
5. KIRKIK, D., KARABULUT, B., ÖZTÜRK, K., & KALKANLI TAŞ, S. (2019). Dental Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler. *Nevşehir Bilim ve Teknoloji Dergisi*, *8*(2), 145-153.
6. Heintze, S. D., Rousson, V., & Hickel, R. (2015). Clinical effectiveness of direct anterior restorations—A meta-analysis. *Dental Materials*, *31*(5), 481-495.
7. Srirekha, A., & Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, *21*(3), 425.
8. Vieira, F. R., Bitencourt, S. B., Rosa, C. D. D. R. D., Vieira, A. B., Santos, D. M. dos, & Goiato, M. C. (2023). Influence of Different Restoring Materials on Stress Distribution in Prosthesis on Implants: A Review of Finite Element Studies. *European Journal of Dentistry*, *17*(01), 001-006.
9. Shillingburg, H. T. ., & Sather, D. A. . (2012). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Pub.
10. Rosenstiel, S. F. ., Land, M. F. ., & Fujimoto, Junhei. (2001). *Contemporary fixed prosthodontics*. Mosby.
11. Ante, I. H. (1926). The fundamental principles of abutments. *Michigan State Dental Society Bulletin*, *8*, 14-23.
12. Nelson, S. J. . (2020). *Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion*. Elsevier.
13. Misch, C. E. . (2008). *Contemporary implant dentistry*. Mosby Elsevier.
14. Ring, M. E. (1995). A thousand years of dental implants: Part I. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, *16*(10), 1060-1066.
15. Linkow, L. I. (1968). *Theories and techniques of oral implantology*. Mosby.
16. Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, Å. (1969). Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: *I. Experimental Studies*. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, *3*(2), 81-100.
17. Albrektsson, T., Brunski, J., & Wennerberg, A. (2009). "A requiem for the periodontal ligament" revisited. *The International journal of prosthodontics*, *22*(2), 120-122.
18. Albrektsson, T., Brånemark, P.-I., Hansson, H.-A., & Lindström, J. (1981). Osseointegrated Titanium Implants: *Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man*. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, *52*(2), 155-170.
19. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *1*(1), 11-25.
20. Stellingsma, K., Raghoebar, G. M., Meijer, H. J. A., & Stegenga, B. (2004). The extremely resorbed mandible: a comparative prospective study of 2-year results with 3 treatment strategies. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *19*(4), 563-577.
21. Linkow, L. I., & Mahler, M. S. (1977). Implants for Fixed and Removable Prostheses. *Dental Clinics of North America*, *21*(2), 443-458. https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)03221-9
22. Gomez-de Diego, R., Mang-de la Rosa, M., Romero-Perez, MJ., Cutando-Soriano, A., & Lopez-Valverde-Centeno, A. (2014). Indications and contraindications of dental implants in medically compromised patients: Update. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugia Bucal*, e483-e489.
23. KURTOĞLU, C., & ASAR, N. V. (2022). DİŞ-İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLER. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1-1.
24. Tunçdemir, A. R. , & Ö. E. (2011). İmplant Destekli Sabit ve Hareketli Protetik Restorasyonlar. *Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Dergisi*, *21*(1), 162-170.

25. SILVA, L. H. da, LIMA, E. de, MIRANDA, R. B. de P., FAVERO, S. S., LOHBAUER, U., & CESAR, P. F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, *31*(suppl 1).
26. Maloney, W. J., & Maloney, M. P. (2009). Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, *58*(2), 28-29.
27. TUTAL, Z., ŞENER YAMANER, I. D., & TUNCER, E. B. (2015). DENTAL SERAMİKLERİN TARİHSEL GELİŞİMİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *10*(10).
28. Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N., & Bonfante, E. (2016). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*, *28*(3), 227-235.
29. NIKZAD, S., AZARI, A., & DEHGAN, S. (2010). Ceramic (Feldspathic & IPS Empress II) vs. laboratory composite (Gradia) veneers; a comparison between their shear bond strength to enamel; an in vitro study. *Journal of Oral Rehabilitation*, *37*(7), 569-574.
30. Helvey, G. A. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *35*(1), 38-43.
31. Altıkulaç, A. (2019). Türkiye'deki Feldspat Rezervlerinde Radyoaktivite Düzeyleri. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, *23*(3), 825-830.
32. Yenice, N. , & B. A. K. (2020). CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramik Bloklar ve Endikasyonları. *Dental and Medical Journal-Review*, *2*(1), 1-15.
33. Kırmalı, Ö. (2014). Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, *17*(3), 316-324.
34. Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, *27*(1), 83-96.
35. İŞİSAĞ, Ö., ŞAHİN, O., & KÖROĞLU, A. (2017). All-Ceramic Systems In Dentistry. *Journal of International Dental Sciences*, *2*(1). https://doi.org/10.21306/jids.2016.1.18
36. Ural, Ç. (2011). Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamalan. *Dirim Tıp Gazetesi*, *86*(1), 27-38.
37. Otto, T., & De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International journal of prosthodontics*, *15*(2), 122-128.
38. Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *98*(5), 389-404.
39. Cengiz, S., & Ordu, Ü. (2016). Current Materials of Chairside Cad/Cam Systems. *Journal of International Dental Sciences*, *1*(1). https://doi.org/10.21306/jids.2015.1.02
40. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, *20*(5), 441-448.
41. Denry, I. L. (1996). Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, *7*(2), 134-143.
42. Mollazadeh, S., Eftekhari Yekta, B., Javadpour, J., Yusefi, A., & Jafarzadeh, T. S. (2013). The role of TiO2, ZrO2, BaO and SiO2 on the mechanical properties and crystallization behavior of fluorapatite–mullite glass–ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*, *361*, 70-77.
43. Ivoclar-Vivadent. (2005). *IPS e.max ® ZirPress Scientific Documentation.* https://ivodent.hu/__docs/774_e731d828d9590e099060f9d01e4affcf.pdf.
44. Bühler-Zemp, P. (2005). *IPS e.max ® Ceram Scientific Documentation*. https://ivodent.hu/__docs/770_9bdf4c16113cbf649ec4578d581cd9f6.pdf .
45. Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., & Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, *28*(7), 529-535.
46. Yavuzyilmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., & Kurt, E. (2005). All ceramic systems II (Tam seramik sistemleri II). *The Journal of Gazi University Faculty of Dentistry (Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi)*, *22*, 49-60.
47. Fasbinder, D. J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *23*(10), 911-924.
48. MIYAZAKI, T., HOTTA, Y., KUNII, J., KURIYAMA, S., & TAMAKI, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, *28*(1), 44-56.

49. Alpkilic, D. S., Ongul, D., & Isler Deger, S. (2021). Stainability of different ceramic materials against mouth rinses and effect of polishing after staining. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *126*(5), 686.e1-686.e7.
50. Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry : JCD*, *13*(4), 195-203.
51. Esquivel-Upshaw, J. F., Anusavice, K. J., Young, H., Jones, J., & Gibbs, C. (2004). Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *The International journal of prosthodontics*, *17*(4), 469-475.
52. Willard, A., & Gabriel Chu, T. (2018). The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, *34*(4), 238-242.
53. Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. F. A. (2011). All-Ceramic Systems: Laboratory and Clinical Performance. *Dental Clinics of North America*, *55*(2), 333-352.
54. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, *48*(2), 531-544.
55. Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G., & Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*, *19*(1), 134.
56. Vita-Zahnfabrik. (2020). *Vita Ambria Brochure*. https://www. vita-zahnfabrik.com/en/VITA-AMBRIA-Lithium-disilicate-pressceramic-92379.html.
57. Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., & Grozdanov, A. (2018). Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, *6*(9), 1742-1755.
58. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, *88*(1), 10-15.
59. Fradeani, M., & Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *33*(7), 503-510.
60. Sundh, A., & Sjögren, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, *31*(7), 682-688.
61. Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *75*(1), 18-32.
62. Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V., & Clarke, D. R. (2009). The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *Journal of the American Ceramic Society*, *92*(9), 1901-1920.
63. Ban, S. (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, *44*(1), 3-21.
64. LAUVAHUTANON, S., TAKAHASHI, H., SHIOZAWA, M., IWASAKI, N., ASAKAWA, Y., OKI, M., FINGER, W. J., & ARKSORNNUKIT, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, *33*(5), 705-710.
65. Shetty, R., Shenoy, K., Dandekeri, S., Suhaim, K. S., Ragher, M., & Francis, J. (2015). Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Rec Sci Res*, *6*(11), 7414-7417.
66. Boening, K. W., Wolf, B. H., Schmidt, A. E., Kästner, K., & Walter, M. H. (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *84*(4), 419-424.
67. Korkmaz, C. (2015). TAM SERAMİKLERİN DİŞHEKİMLİĞİNDEKİ YERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *8*(8).
68. Stamatacos, C., & Simon, J. F. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *34*(1), 42-44, 46.
69. Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A., & Kern, M. (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*, *30*(12), e419-e424.
70. Makkar, S., & Malhotra, N. (2013). Self-adhesive resin cements: a new perspective in luting technology. *Dental Update*, *40*(9), 758-768. https://doi.org/10.12968/denu.2013.40.9.758
71. Dietschi, Didier., & Spreafico, Roberto. (1999). *Adhesive metal-free restorations : current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth*. Quintessence Pub.
72. Crispin, B. J. . (1994). *Contemporary esthetic dentistry : practice fundamentals*. Quintessence Pub. Co.

73. Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., & Eren, D. (2006). Curing Units, Polymerisation and Clinical Application. *INTERNATIONAL ARCHIVES OF DENTAL SCIENCES*, *27*(2), 117-124.
74. Türk, A. G., Ulusoy, M., & Önal, B. (2014). The use of composite resin cements for indirect restorations. *Journal of Ege University School of Dentistry*, *35*(2), 1-8.
75. Sakaguchi, R. L. ., Ferracane, J. L. ., & Powers, J. M. . (2019). *Craig's restorative dental materials*. Elsevier.
76. Hofmann, N., Hugo, B., Schubert, K., & Klaiber, B. (2000). Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clinical Oral Investigations*, *4*(3), 140-147.
77. Stewart, Marcia., & Bagby, M. D. . (2009). *Clinical aspects of dental materials : theory, practice, and cases*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
78. El-Badrawy, W. A., & El-Mowafy, O. M. (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *73*(6), 515-524.
79. Demir, N., Kahvecioğlu, F., Karcı, M., Ülker, H. E., & Günaydın, N. (2017). In vitro evaluation of cytotoxicity of different self-adhesive resin cements. *Acta Odontologica Turcica*.
80. Zaimoğlu, A. (2004). *Sabit protezler*. AÜ Basımevi.
81. Rueggeberg, F. A. (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *87*(4), 364-379.
82. Anusavice, K. J. ., & Phillips, R. W. . (2003). *Phillips' science of dental materials*. Saunders.
83. FERRACANE, J. L., STANSBURY, J. W., & BURKE, F. J. T. (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation*, *38*(4), 295-314. https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x
84. Ferrari, M., Vichi, A., & Feilzer, A. (2001). *Materials and luting cements for indirect restorations*.
85. De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *Journal of Dental Research*, *84*(2), 118-132.
86. Santos, G. C., Santos, M. J. M. C., & Rizkalla, A. S. (2009). Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *Journal (Canadian Dental Association)*, *75*(5), 379-384.
87. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*, *28*(3), 215-235.
88. Upadhyaya, V., Arora, A., Singhal, J., Kapur, S., & Sehgal, M. (2019). Comparative analysis of shear bond strength of lithium disilicate samples cemented using different resin cement systems: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, *19*(3), 240.
89. Cheong, C., King, N. M., Pashley, D. H., Ferrari, M., Toledano, M., & Tay, F. R. (2003). Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Operative dentistry*, *28*(6), 747-755.
90. Carvalho, R. M., Pegoraro, T. A., Tay, F. R., Pegoraro, L. F., Silva, N. R. F. A., & Pashley, D. H. (2004). Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *Journal of Dentistry*, *32*(1), 55-65.
91. Salz, U., Zimmermann, J., & Salzer, T. (2005). Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *The journal of adhesive dentistry*, *7*(1), 7-17.
92. Carville, R., & Quinn, F. (2008). The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association*, *54*(5), 218-222.
93. Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., & Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *The journal of adhesive dentistry*, *10*(4), 251-258.
94. Parlar Öz, Ö., Seçilmiş, A., & Aydın, C. (2013). Adezyon ve Rezin Simanlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, *7*(1), 1441-1447. https://dergipark.org.tr/tr/pub/adoklinikbilimler/article/727862
95. Simon, J. F., & Darnell, L. A. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *33*(1), 28-30, 32, 34-35; quiz 36, 38.
96. Baumeister, Theodore., Sadegh, A. M. ., & Avallone, E. A. . (2007). *Marks' standard handbook for mechanical engineers*. McGraw-Hill.
97. Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite Element Method – An Effective Research Tool for Dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, *34*(3), 281-285.
98. Geng, J.-P., Tan, K. B. C., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *85*(6), 585-598.

99. Akça, K., Cehreli, M. C., & İplikçioğlu, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, *15*(2), 115-121.
100. Chandrupatla, T. R. ., & Belegundu, A. D. . (1997). *Introduction to finite elements in engineering*. Prentice Hall.
101. Geng, J.-P., Tan, K. B. C., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *85*(6), 585-598.
102. Fung, Y. C. . (2013). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer Nature : Springer.
103. Askeland, D. R. ., Fulay, P. P. ., & Wright, W. J. . (2011). *The science and engineering of materials*. Cengage Learning.
104. Rho, J. Y., Ashman, R. B., & Turner, C. H. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics*, *26*(2), 111-
105. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, *11*, 18-23.
106. Budynas, R. G. ., Nisbett, J. Keith., Shigley, J. Edward., & Tangchaichit, Kiatfa. (2020). *Shigley's mechanical engineering design*. McGraw-Hill Education.
107. Incropera, F. P. ., & DeWitt, D. P. . (2002). *Fundamentals of heat and mass transfer*. J. Wiley.
108. Marghitu, D. B. . (2001). *Mechanical engineer's handbook*. Academic Press.
109. DeTolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., & Comella, B. (2000). The Role of the Finite Element Model in Dental Implants. *Journal of Oral Implantology*, *26*(2), 77-81. https://doi.org/10.1563/1548-1336(2000)026<0077:TROTFE>2.3.CO;2
110. Ramoğlu, S., & Oğuz, O. (2014). Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *24*, 175-180.
111. Güngör, M. A., Dündar, M., & Artunç, C. (2005). Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *Eskişehir Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *26*, 107-116.
112. Sonugelen, M., & Artunç, C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik. Içinde *Proceedings* (ss. 1-11). Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
113. Baiamonte, T., Abbate, M. F., Pizzarello, F., Lozada, J., & James, R. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal of oral implantology*, *22*(2), 104-110.
114. Moratal, David. (2012). *Finite element analysis : from biomedical applications to industrial developments*. IntechOpen.
115. Karl, M., Dickinson, A., Holst, S., & Holst, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, *17*(2), 50-57.
116. Lang, L. A., Wang, R.-F., Kang, B., & White, S. N. (2001). Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *86*(6), 650-654.
117. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., & Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, *36*(7), 463-471.
118. O'Grady, J., Sheriff, M., & Likeman, P. (1996). A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, *4*(3), 117-121.
119. Magne, P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*, *23*(5), 539-548. https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.03.013
120. Ebrahimi, F. (2012). *Finite Element Analysis - New Trends and Developments* (F. Ebrahimi, Ed.). InTech.
121. Moaveni, S. (2007). *Finite Element Analysis: Theory and Application with ANSYS* (3. bs). Prentice Hall.
122. Geramy, A., & Morgano, S. M. (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(5), 434-440.
123. Hong, H. R., Pae, A., Kim, Y., Paek, J., Kim, H. S., & Kwon, K. R. (2012). Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, *27*(1), 69-76.
124. Logan, D. L. (2007). *A First Course in the Finite Element Method* (5. bs). Nelson Education Ltd.
125. Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., & Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: a two-dimensional comparative

study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, *24*(2), 80-88.
126. Padhye, O. V., Herekar, M., Patil, V., Mulani, S., Sethi, M., & Fernandes, A. (2015). Stress Distribution in Bone and Implants in Mandibular 6-Implant-Supported Cantilevered Fixed Prosthesis. *Implant Dentistry*, *24*(6), 680-685.
127. Silva, G. C., Mendonça, J. A., Lopes, L. R., & Landre, J. (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *25*(2), 239-246.
128. Elsaka, S. E. (2013). Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems. *Dental Materials*, *29*(10), e239-e251.
129. Almeida, E. O., Rocha, E. P., Júnior, A. C. F., Anchieta, R. B., Poveda, R., Gupta, N., & Coelho, P. G. (2015). Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A <scp>3D-FEA</scp> Biomechanical Evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *17*(S1).
130. Kaleli, N., Sarac, D., Külünk, S., & Öztürk, Ö. (2018). Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(3), 437-445.
131. UCHIKURA, K., MURAKAMI, N., YAMAZAKI, T., LYU, H., NAGATA, K., ONA, M., IWASAKI, N., TAKAHASHI, H., & WAKABAYASHI, N. (2022). Fracture resistance of CAD/CAM restorative materials in mismatched removable partial denture rests: An <i>in vitro</i> experimental and finite element analysis. *Dental Materials Journal*, *41*(3), 2021-2224.
132. Van Dalen, A., Feilzer, A. J., & Kleverlaan, C. J. (2008). In Vitro Exploration and Finite Element Analysis of Failure Mechanisms of Resin-Bonded Fixed Partial Dentures. *Journal of Prosthodontics*, *17*(7), 555-561.
133. Güngör, M. A., Küçük, M., Dündar, M., Karaoğlu, Ç., & Artunç, C. (2004). Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, *31*(2), 172-178.
134. Bakke, M. (2006). Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics*, *12*(2), 120-126.
135. Çelik, G., Sarı, T., & Üşümez, A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, *16*(1). https://doi.org/10.7126/cdj.2012.1545
136. ÇAKIRBAY TANIŞ, M., & ESER, K. (2020). Protetik Materyaller ve Güncel Uygulamaları. İçinde *Güncel CAD/CAM Materyalleri* (ss. 6-10). Türkiye Klinikleri.
137. Poticny, D. J., & Klim, J. (2010). CAD/CAM In-office Technology. *The Journal of the American Dental Association*, *141*, 5S-9S. https://doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0356
138. Magne, P., Paranhos, M. P. G., Burnett Jr, L. H., Magne, M., & Belser, U. C. (2011). Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clinical Oral Implants Research*, *22*(2), 195-200.
139. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., & Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry*, *113*(6), 534-540.
140. Traini, T., Sinjari, B., Pascetta, R., Serafini, N., Perfetti, G., Trisi, P., & Caputi, S. (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental materials journal*, *35*(5), 748-755. https://doi.org/10.4012/dmj.2016-041
141. Rees, J. S., & Jacobsen, P. H. (1993). The elastic moduli of enamel and dentine. *Clinical Materials*, *14*(1), 35-39. https://doi.org/10.1016/0267-6605(93)90045-9
142. Kinney, J. H., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. (2003). The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, *14*(1), 13-29.
143. Elsaka, S. E., & Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, *32*(7), 908-914. https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.013
144. Duan, Y., & Griggs, J. A. (2015). Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer–matrix composite. *Journal of Dentistry*, *43*(6), 742-749.
145. Dal Piva, A. M. de O., Tribst, J. P. M., Borges, A. L. S., Souza, R. O. de A. E., & Bottino, M. A. (2018). CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *34*(9), 1342-1350.

146. Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., de Melo, R. M., Borges, A. L. S., Bottino, M. A., & Özcan, M. (2019). Short communication: Influence of restorative material and cement on the stress distribution of posterior resin-bonded fixed dental prostheses: 3D finite element analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *96*, 279-284.
147. Chen, J., Zhu, T., Li, R., Zhu, Z., Pei, X., Xu, Y., & Wan, Q. (2025). The effects of restorative material and connector cross-section area on the stress distribution of fixed partial denture: a finite element analysis. *Head & Face Medicine*, *21*(1), 15
148. Campaner, L. M., Silveira, M. P. M., de Andrade, G. S., Borges, A. L. S., Bottino, M. A., Dal Piva, A. M. de O., Lo Giudice, R., Ausiello, P., & Tribst, J. P. M. (2021). Influence of Polymeric Restorative Materials on the Stress Distribution in Posterior Fixed Partial Dentures: 3D Finite Element Analysis. *Polymers*, *13*(5), 758.
149. Gao, L., Han, X.-Y., & Xu, X.-M. (2022). Three-dimensional finite element analysis of three-material endocrown in the restoration of dental defects of mandibular second molars. *Shanghai kou qiang yi xue = Shanghai journal of stomatology*, *31*, 621-624.
150. Deste Gökay, G., Oyar, P., Gökçimen, G., & Durkan, R. (2024). Static and dynamic stress analysis of different crown materials on a titanium base abutment in an implant-supported single crown: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health*, *24*(1), 545.
151. Uğuz, D. Ş. (2021). *İmplant destekli sabit protez uygulamalarında kullanılan materyallerin implant ve kemik desteğine etkilerinin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi*. İstanbul Üniversitesi.
152. Weyhrauch, M., Igiel, C., Scheller, H., Weibrich, G., & Lehmann, K. (2016). Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 304-309. https://doi.org/10.11607/jomi.4601
153. KUTLUK, A., & ÖNGÜL, D. (2023). Monolitik CAD CAM Seramik Materyallerinin Yapay Yaşlandırma Sonrası Aşınma ve Kırılma Dayanımlarının Araştırılması. *Necmettin Erbakan Universitesi Dis Hekimligi Dergisi (NEU Dent J), Necmettin Erbakan*.
154. Gómez-Adrián, M. D., Natale, P., Molina-Palomero, A., Vicente-Escuder, Á., Espinosa-Giménez, J., Gil-Marqués, B., Pérez-Bermejo, M., Larrazabal-Morón, C., Barberá-Millán, J., & Miralles-Jordá, L. (2025). Fracture Resistance of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate in Single Posterior Implant-Supported Crowns: An In Vitro Study. *Dentistry Journal*, *13*(12), 574.
155. Alsaeed, A. Y. (2022). Bonding CAD/CAM materials with current adhesive systems: An overview. *The Saudi Dental Journal*, *34*(4), 259-269. https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2022.03.005
156. Opdam, N. J. M., Collares, K., Hickel, R., Bayne, S. C., Loomans, B. A., Cenci, M. S., Lynch, C. D., Correa, M. B., Demarco, F., Schwendicke, F., & Wilson, N. H. F. (2018). Clinical studies in restorative dentistry: New directions and new demands. *Dental Materials*, *34*(1), 1-12.
157. Modi, R., Kohli, S., Rajeshwari, K., & Bhatia, S. (2015). A three-dimension finite element analysis to evaluate the stress distribution in tooth supported 5-unit intermediate abutment prosthesis with rigid and nonrigid connector. *European journal of dentistry*, *9*(2), 255-261.
158. Proos, K. A., Swain, M. V, Ironside, J., & Steven, G. P. (2003). Influence of cement on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *The International journal of prosthodontics*, *16*(1), 82-90.
159. CHEN, J., JIAN, Y., CHEN, S., WANG, X., DAO, L., & ZHAO, K. (2021). Establishment of optimal variable elastic modulus distribution in the design of full-crown restorations by finite element analysis. *Dental Materials Journal*, *40*(6), 2021-2053.
160. Liu, B., Lu, C., Wu, Y., Zhang, X., Arola, D., & Zhang, D. (2011). The Effects of Adhesive Type and Thickness on Stress Distribution in Molars Restored with All-Ceramic Crowns. *Journal of Prosthodontics*, *20*(1), 35-44.
161. He, J., Zheng, Z., Wu, M., Zheng, C., Zeng, Y., & Yan, W. (2021). Influence of restorative material and cement on the stress distribution of endocrowns: 3D finite element analysis. *BMC oral health*, *21*(1), 495.
162. Khazaei, S., Ghasemi, E., Abedian, A., & Iranmanesh, P. (2015). Effect of type of luting agents on stress distribution in the bone surrounding implants supporting a three-unit fixed dental prosthesis: 3D finite element analysis. *Dental Research Journal*, *12*(1), 57.
163. Jansen van Vuuren, L., Jansen van Vuuren, W. A., Broadbent, J. M., Duncan, W. J., & Waddell, J. N. (2023). Measurement of tooth displacement. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *146*, 106059.
164. Natali, A. N., Pavan, P. G., Carniel, E. L., & Dorow, C. (2004). Viscoelastic Response of the Periodontal Ligament: An Experimental–Numerical Analysis. *Connective Tissue Research*, *45*(4-5), 222-230.

165. Bergomi, M., Cugnoni, J., Galli, M., Botsis, J., Belser, U. C., & Wiskott, H. W. A. (2011). Hydro-mechanical coupling in the periodontal ligament: A porohyperelastic finite element model. *Journal of Biomechanics*, *44*(1), 34-38.
166. Fongsamootr, T., & Suttakul, P. (2015). Effect of Periodontal Ligament on Stress Distribution and Displacement of Tooth and Bone Structure Using Finite Element Simulation. *Engineering Journal*, *19*(2), 99-108.
167. Kosewski, P., Kosewski, J., & Mielczarek, A. (2025). Simulation of the Periodontal Ligament in Dental Materials Research: A CAD/CAM-Based Method for PDL Modeling. *Journal of Functional Biomaterials*, *16*(12), 429.
168. Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *49*(6), 843-848.
169. Kim, Y., Oh, T., Misch, C. E., & Wang, H. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, *16*(1), 26-35.
170. Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., & Unsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *91*(2), 144-150.
171. Ulusoy, M. M., Arinc, H., & Ozden, A. N. (2020). Load Distribution in Tooth and Implant–Abutment Identical Cases. *Cyprus Journal of Medical Sciences*, *5*(3), 211-216.
172. Robinson, D., Aguilar, L., Gatti, A., Abduo, J., Lee, P. V. S., & Ackland, D. (2019). Load response of the natural tooth and dental implant: A comparative biomechanics study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *11*(3), 169.
173. Yadav, N. S., Hazari, P., Mahajan, H., Verma, V., Verma, P., & Narwani, S. (2023). Comparison of Stress Distribution in Fixed Partial Prosthesis Restored with Different Combination of Support: A Finite Element Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, *23*(12), 1218-1223.
174. Guven, S., Beydemir, K., Dundar, S., & Eratilla, V. (2015). Evaluation of stress distributions in peri-implant and periodontal bone tissues in 3- and 5-unit tooth and implant-supported fixed zirconia restorations by finite elements analysis. *European journal of dentistry*, *9*(3), 329-339.
175. Rand, A., Kohorst, P., Greuling, A., Borchers, L., & Stiesch, M. (2016). Stress Distribution in All-Ceramic Posterior 4-Unit Fixed Dental Prostheses Supported in Different Ways. *Implant Dentistry*, *25*(4), 485-491.
176. Javali, M. A., Sanadi, R. M., Badruddin, I. A., AlQahtani, S. M., Khader, M. A., Abdelrazag Ibrahim, W. S., & Khalid, I. (2025). Comparative analysis of occlusal stresses on bone around natural teeth, platform matched and switched implants abutments: a finite element study. *Scientific Reports*, *15*(1), 19541.
177. Okeson, J. P. . (2008). *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. Mosby.
178. Dejak, B., Młotkowski, A., & Romanowicz, M. (2003). Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *90*(6), 591-597.
179. Ferrario, V. F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., & Tartaglia, G. M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation*, *31*(1), 18-22.
180. Chou, H.-Y., Jagodnik, J. J., & Müftü, S. (2008). Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *Journal of Biomechanics*, *41*(6), 1365-1373.
181. Costa, A. K. F., Xavier, T. A., Paes-Junior, T. J. A., Andreatta-Filho, O. D., & Borges, A. L. S. (2014). Influence of Occlusal Contact Area on Cusp Deflection and Stress Distribution. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, *15*(6), 699-704.
182. Ausiello, P., Franciosa, P., Martorelli, M., & Watts, D. C. (2011). Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: A 3D FE analysis. *Dental Materials*, *27*(12), 1285-1294.
183. D'souza, K., & Aras, M. (2017). Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution pattern in a mandibular first molar tooth restored with five different restorative materials. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, *17*(1), 53.
184. Sannino, G., Pozzi, A., Schiavetti, R., & Barlattani, A. (2012). Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *ORAL & implantology*, *5*(1), 11-20.
185. Oh, W., & Anusavice, K. J. (2002). Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *87*(5), 536-542.
186. Kelly, J. R., Tesk, J. A., & Sorensen, J. A. (1995). Failure of All-ceramic Fixed Partial Dentures in vitro and in vivo: Analysis and Modeling. *Journal of Dental Research*, *74*(6), 1253-1258.
187. Canay, S., & Akça, K. (2009). Biomechanical Aspects of Bone-Level Diameter Shifting at Implant-Abutment Interface. *Implant Dentistry*, *18*(3), 239-248.

188. Yamanel, K., Caglar, A., Gülsahi, K., & Ozden, U. A. (2009). Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dental materials journal*, *28*(6), 661-670.
189. Koca, O. L., Eskitascioglu, G., & Usumez, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *93*(1), 38-44.
190. Tribst, J., Rodrigues, V., Dal Piva, A., Borges, A., & Nishioka, R. (2017). The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 0-0.
191. INCI, ehrize D., TURP, V., & TUNCELLI, F. B. (2024). Stress distribution in peri-implant bone, implants, and prostheses: 3D-FEA of marginal bone loss and prosthetic design. *Brazilian Dental Science*, *27*(2).
192. Tribst, J. P. M., de Jager, N., Dal Piva, A. M. O., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. (2024). Effect of crown retention systems and loading direction on the stress magnitude of posterior implant-supported restorations: A 3D-FEA. *Heliyon*, *10*(6), e28129.
193. Güler, Mak. yük. müh. M. S., Şen, Prof. Dr. S., Bayındır, Prof. Dr. Y. Z., & Güler, Yrd. Doç. Dr. Ç. (2012). İnsan dişi kaplamalarında kullanılan farklı özelliklerdeki yapıştırıcı simanların gerilme dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *2012*(1), 31-39.
194. Gokhale, N. S. . (2008). *Practical finite element analysis*. Finite To Infinite.
195. Reddy, Ms., Sundram, R., & Eid Abdemagyd, H. (2019). Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Pharmacy And Bioallied Sciences*, *11*(6), 85. https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS_296_18
196. Prados-Privado, M., Martínez-Martínez, C., Gehrke, S. A., & Prados-Frutos, J. C. (2020). Influence of Bone Definition and Finite Element Parameters in Bone and Dental Implants Stress: A Literature Review. *Biology*, *9*(8), 224
197. Kim, W. H., Song, E. S., Ju, K. W., Lee, J.-H., Kim, M. Y., Lim, D., & Kim, B. (2019). Finite Element Analysis of Novel Separable Fixture for Easy Retrievement in Case with Peri-Implantitis. *Materials*, *12*(2), 235
198. Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. de O., da Silva-Concílio, L. R., Ausiello, P., & Kalman, L. (2021). Influence of Implant-Abutment Contact Surfaces and Prosthetic Screw Tightening on the Stress Concentration, Fatigue Life and Microgap Formation: A Finite Element Analysis. *Oral*, *1*(2), 88-101