

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI MATERYALLERLE HAZIRLANAN İNLEY, ONLEY VE
OVERLEY KURONLARIN OLUŞTURDUKLARI STRESLERİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Dt. Sedef KURT ÇIRALIK

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL**

RİZE-2025

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI MATERYALLERLE HAZIRLANAN İNLEY, ONLEY VE
OVERLEY KURONLARIN OLUŞTURDUKLARI STRESLERİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Dt. Sedef KURT ÇIRALIK

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL**

RİZE-2025

KABUL VE ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL danışmanlığında, Sedef KURT ÇIRALIK tarafından hazırlanan Farklı Materyallerle Hazırlanan İnley, Onley ve Overley Kuponların Oluşturdukları Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle İncelenmesi adlı bu tez çalışması, 30/12/2025 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliği/oy çokluğuyla başarılı bulunmuş ve jürimiz tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan

Üye

Üye

Unvanı, Adı Soyadı

: Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

: Prof. Dr. İpek ÇAĞLAR

: Doç. Dr. Murat ALKURT

ETİK BEYAN

Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim Farklı Materyallerle Hazırlanan İnley, Onley ve Overley Kuronların Oluşturdukları Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle İncelenmesi adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada:

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanla akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfla bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Sedef KURT ÇIRALIK

30/12/2025

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince yolumu aydınlatan, sabrı, bilgisi, ilgisi ve içten desteğiyle her zaman yanımda olan, akademik ve kişisel gelişimimde örnek aldığım kıymetli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e,

Uzmanlık sürecimde her zaman desteklerini hissettiğim, engin bilgi ve tecrübeleriyle bana ışık tutan, akademik gelişimimde büyük katkıları bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. İpek ÇAĞLAR' a, Doç. Dr. Murat ALKURT' a, Dr. Öğr. Üyesi Gülşah AKYILDIZ' a, Öğr. Gör. Hilal OK BOSTAN' a, Öğr. Gör. Gizem YILMAZ' a

Bu tez çalışmasını TDH-2024-1836 proje numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Hayatım boyunca bana inanan, desteğini ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen, her koşulda arkamda duran kıymetli babam Muzaffer KURT, annem Reyhan KURT' a ve kardeşlerime,

İyi günde ve kötü günde birbirimize söz verdiğimiz, her zaman yanımda olan sevgili eşim Emre Can ÇIRALIK' a

Uzmanlık eğitimim boyunca çalışma hayatımı güzelleştiren ve her zaman destek olan başta Rabia ÇİÇEK ve Açelya AYDIN olmak üzere tüm değerli çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN	I
TEŞEKKÜR	II
ÖZET	VI
ABSTRACT	VII
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
TABLolar DİZİNİ	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Posterior Bölgede Uygulanan Kuron Restorasyonları.....	4
2.2. Posterior Bölgede Uygulanan Kuron Restorasyonlarının Yapım Teknikleri	4
2.3. İndirekt Seramik Restorasyonlar	5
2.3.1. İndirekt Seramik Restorasyonların Endikasyonları	5
2.3.2. İndirekt Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları	6
2.4. Seramik İnley/Onley Restorasyonların Preparasyon Tekniği	6
2.5. İndirekt Restorasyonların Üretiminde Dijital Ölçünün Rolü.....	7
2.6. Eksiltmeli/Aşıdırmalı Üretim Tekniği (CAD/CAM Sistemleri).....	8
2.6.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları.....	8
2.6.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	8
2.6.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	9
2.6.3.2. Polikristalin Seramikler	12
2.6.3.3. Rezin Matriks Seramikler	14
2.7. Eklemeli Üretim Tekniği.....	15
2.7.1. Eklemeli Üretim Tekniğinde Kullanılan Materyaller	16
2.7.1.1. Metaller.....	16
2.7.1.2. Seramikler.....	16
2.7.1.3. Polimerler	17
2.7.1.4. Vinil Polimerler	17
2.7.1.5. Stiren Polimerler	17
2.7.1.6. Akrilatlar	17
2.7.1.4. Polyesterler	18
2.7.1.5. Poliamidler.....	18

2.7.1.6. Sıvı Bazlı Materyaller	18
2.7.1.7. Toz Bazlı Materyaller	19
2.7.1.8. Solid Bazlı Materyaller	19
2.8. Üç Boyutlu Yazıcıların Doğruluğunu Etkileyen Faktörler	19
2.8.1. Modelin Baskı Tablasında Açılılandırılması	20
2.8.2. Baskı Katman Kalınlığı	20
2.8.3. Modelin İç Yapı Tasarımı	20
2.8.4. Ultraviyole Işını ile Kürleme	20
2.9. Posterior Bölgede Uygulanan Kuron Restorasyonların Simantasyon İşlemi	21
2.9.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması	21
2.9.1.1. Kimyasal (Oto) Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar	21
2.9.1.2. Işıklı Polimerize Olan Rezin Simanlar	21
2.9.1.3. Hem Işıklı Hem Kimyasal (Dual-Cure) Polimerize Olan Simanlar	22
2.10. Biyomekanik Kavramlar	22
2.10.1. Kuvvet	22
2.10.2. Stres	22
2.10.3. Gerinim	23
2.10.4. Stres-Gerinim Eğrisi	23
2.10.5. Young' ın Elastik Modülü (E- Modülü)	23
2.10.6. Poisson Oranı	23
2.10.7. İzotropi ve Anizotropi	24
2.10.8. Von Mises Gerilmesi (von Mises Stres)	24
2.10.9. Asal Gerilme (Principal Stres)	24
2.11. Dış Hekimliğinde Kullanılan Stress Analiz Yöntemleri	25
2.11.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	25
2.11.1.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları	25
2.11.1.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları	26
2.11.1.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Uygulanması	26
3. GEREÇ ve YÖNTEM	28
3.1. Kortikal ve Trabeküler Kemikğin Modellenmesi	28
3.2. Dış, Periodontal Ligament ve Restorasyon Modellerinin Tasarlanması, Çalışma Modellerinin Oluşturulması	30
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	37
3.4. Kullanılan Elemanların Özellikleri	38

3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	39
3.6. Kuantitatif Model Bilgileri	40
3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	40
3.8. Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	41
4. BULGULAR.....	42
4.1. Restorasyonlarda Oluşan von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi	43
4.2. Restorasyonlarda Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	45
4.3. Minede Oluşan von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi.....	48
4.4. Minede Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin İncelenmesi.....	51
4.5. Dentinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi	54
4.6. Dentinde Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	57
5. TARTIŞMA	59
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	71
KAYNAKLAR.....	72
EKLER	81
Ek-1. Özgeçmiş.....	81
Ek-2. Etik Kurul Onay Formu	82
Ek-3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	83
Ek-3 (Devam). Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	84
Ek-4. İntihal Raporu	85

ÖZET

Farklı Materyallerle Hazırlanan İnley, Onley ve Overley Kuronların Oluşturdukları Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle İncelenmesi

Amaç: Bu çalışma, farklı ve güncel materyaller ile elde edilen inley, onley ve overley kuronların oluşturdukları streslerin sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilerek, materyallerin klinik uygulamalardaki etkinliğinin anlaşılmasına katkıda bulunmak amacıyla yapılmıştır.

Gereç ve Yöntem: Çalışma kapsamında wheeler diş atlasındaki verilere uygun olarak üç boyutlu mandibular molar diş modeli hazırlanmış ve farklı restorasyon tipleri ile materyaller kullanılarak 15 model oluşturulmuştur. Fizyolojik çiğneme kuvvetlerini simüle etmek amacıyla toplam 300 N' luk dikey yükleme kuvveti dişler üzerinde çoklu temas noktalarına uygulanmıştır. Yükleme kuvvetleri sonucunda restorasyonlar ve diş dokularında meydana gelen von Mises stres ve maksimum asal gerilme değerleri incelenmiştir.

Bulgular: Restorasyon tipleri değerlendirildiğinde von Mises stres değerleri; en fazla onley restorasyonlarda, en az overley restorasyonlarda saptanmıştır. En yüksek (1225,88 MPa) von Mises stres değeri LithaCon 3y210 materyalinde belirlenmiş olmakla birlikte, diş dokularına en az (34,45 MPa) von Mises stres değerini bu materyal iletmıştır. Restorasyonlardaki en düşük (220,85 MPa) maksimum asal gerilme değerinin VarseoSmile Crown Plus materyalinde olduğu ve diş dokularına iletilen maksimum asal gerilme değerinin en fazla (563,36 MPa) bu materyalde olduğu belirlenmiştir.

Sonuç: Materyallerin elastik modül değerlerinin artışı, diş dokularında stres seviyelerini azaltarak biyomekanik stabiliteyi artırmaktadır. Restorasyon tipi değiştikçe von Mises stres düzeyleri anlamlı biçimde farklılaşmıştır. Genellikle, onley restorasyonlarda inley ve overley restorasyonlardan daha fazla von Mises stres birikimi oluşmuştur. Von Mises stres değerlerinin büyüklüğü, yüksekte düşüğe doğru onley> inley> overley şeklinde sıralanmıştır. Restoratif materyal farklılığı hem von Mises stres değerlerini hem de dağılımlarını etkilemiştir.

Anahtar Kelimeler: Farklı Materyaller, İnley, Onley, Overley, Sonlu Elemanlar Stres Analizi

ABSTRACT

Finite Element Analysis of Stress Distribution in Inlay, Onlay, and Overlay Crowns Fabricated with Different Materials

Objective: The aim of this study was to evaluate the stress generated by inlay, onlay, and overlay crowns fabricated using different contemporary materials through finite element analysis, thereby contributing to the understanding of the clinical performance of these materials.

Material and Method: Within the scope of the study, a three-dimensional mandibular molar tooth model was constructed in accordance with the data provided in Wheeler's Dental Anatomy Atlas. A total of 15 models were generated using different restoration types and materials. To simulate physiological masticatory forces, a total vertical load of 300 N was applied to multiple contact points on the tooth surfaces. As a result of the applied loading conditions, von Mises stress and maximum principal stress values occurring in both the restorations and the tooth structures were analyzed.

Results: When the restoration types were evaluated, the highest von Mises stress values were observed in onlay restorations, whereas the lowest values were detected in overlay restorations. Although the highest von Mises stress value (1225,88 MPa) was recorded in the LithaCon 3Y210 material, this material transmitted the lowest von Mises stress value (34,45 MPa) to the tooth structures. The lowest maximum principal stress value within the restorations (220,85 MPa) was observed in the VarseoSmile Crown Plus material, while the highest maximum principal stress value transmitted to the tooth structures (563,36 MPa) was also detected in this material.

Conclusion: An increase in the elastic modulus of restorative materials reduced stress levels within the tooth structures, thereby enhancing biomechanical stability. Von Mises stress levels varied significantly depending on the restoration type. In general, onlay restorations exhibited higher von Mises stress accumulation compared to inlay and overlay restorations. The magnitude of von Mises stress values ranked from highest to lowest as follows: onlay> inlay> overlay. Differences in restorative materials affected both the magnitude and distribution of von Mises stress.

Keywords: Different Materials, Finite Element Stress Analysis, Inlay, Onlay, Overlay

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

ark.	: Arkadaşları
ABS	: Akrilonitril-bütadien-stiren
>	: Büyüktür
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing
MJF	: Çoklu Jet Füzyon
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
DMLS	: Direk Metal Lazer Sinterleme
DO	: Distooklüzal
E	: Elastisite Modülü (Young's Modülü)
EP	: Epoksi Reçine
GPa	: GigaPascal
MPa	: MegaPascal
MO	: Mesiooklüzal
MOD	: Mesial-oklüzal-distal
MR	: Manyetik Rezonans
N	: Newton
PEEK	: Polieter eter keton
PC	: Polikarbonat
PLA	: Polilaktik asit
PMMA	: Polimetilmetakrilat
SESA	: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SLA	: Stereolithography
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
PBF	: Toz Yatay Füzyonu
3D	: Three Dimension (Üç Boyutlu)
VMS	: Von Mises Stres
%	: Yüzde

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri	33
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan modeller.....	34
Tablo 3.3. Elastik modül değerleri ve poisson oranları.....	38
Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan düğüm ve eleman sayıları.....	40
Tablo 4.1. Restorasyonlarda oluşan von Mises stres değerleri	43
Tablo 4.2. Restorasyonlarda oluşan maksimum asal gerilme değerleri	45
Tablo 4.3. Restorasyonların minede oluşturdıkları von Mises stres değerleri	48
Tablo 4.4. Minede oluşan maksimum asal gerilme değerleri.....	51
Tablo 4.5. Dentinde oluşan von Mises stres değerleri.....	54
Tablo 4.6. Dentinde oluşan maksimum asal gerilme değerleri	57

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1 . Dental seramiklerin sınıflandırılması	9
Şekil 3.1. Hastadan alınan tomografi görüntüsü.....	29
Şekil 3.2. Modellenen kortikal kemik	29
Şekil 3.3. Modellenen trabeküler kemik.....	30
Şekil 3.4. Modellenen diş	30
Şekil 3.5. Modellenen periodontal ligament.....	31
Şekil 3.6. İnley restorasyon kavite modeli	32
Şekil 3.7. Onley restorasyon kavite modeli.....	32
Şekil 3.8. Overlay restorasyon kavite modeli.....	33
Şekil 3.9. İnley restorasyon modeli	36
Şekil 3.10. Onley restorasyon modeli.....	36
Şekil 3.11. Overlay restorasyon modeli.....	37
Şekil 3.12. Meshin modellemesi	38
Şekil 3.13. İnley restorasyona uygulanan kuvvetin modellemesi	39
Şekil 3.14. Onley restorasyona uygulanan kuvvetin modellemesi.....	39
Şekil 3.15. Overlay restorasyona uygulanan kuvvetin modellemesi.....	40
Şekil 4.1. Farklı restorasyonlarda oluşan von Mises streslerin dağılımı	44
Şekil 4.2. Farklı restorasyonlarda oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	47
Şekil 4.3. Restorasyonların minede oluşturdıkları von Mises streslerin dağılımı	50
Şekil 4.4. Minede oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	53
Şekil 4.5. Dentinde oluşan von Mises streslerin dağılımı	56
Şekil 4.6. Dentinde oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	58

1. GİRİŞ

Diş hekimliği dokuların devamlılığını ve bütünlüğünü idame ettirmeyi amaçlarken çeşitli nedenlerle kaybedilmiş olan fonksiyon, fonasyon ve estetiğin tekrar kazandırılmasını sağlar.¹

Restoratif tekniğe karar verirken hastanın yaşı, ağız hijyeni, kişisel istekleri ile motivasyonu, çürük riski, beslenme alışkanlıkları, maddi durumu, kavitenin şekli ile büyüklüğü, kalan duvarların kalınlığı, dişin konumu, oklüzyon, pulpal hastalık ve periodontal lezyon varlığı ve diş eti sağlığı değerlendirilir. Uygun restoratif tekniğin seçimi restorasyonların uzun süreli kullanımında önemli rol oynamaktadır.²

Restorasyonlar hazırlanırken genel olarak; direkt, yarı direkt ve indirekt olmak üzere üç ana restoratif teknik kullanılmaktadır.³ İndirekt restorasyonlarda kompozit ya da dental seramikler tercih edilir. İndirekt restorasyonların daha iyi marjinal uyum elde edilebilmesi, kırılma ve aşınma direncinin fazla olması, düşük polimerizasyon stresi gibi avantajlarının yanı sıra, laboratuvar ücretleriyle birlikte maliyetin artması gibi dezavantajı bulunur.^{4,5}

Dental seramikler esas olarak bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik element (alüminyum, bor, seryum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) ile oksijen bileşiklerini içeren metal olmayan inorganik yapılardır.⁶

Kuronlar kullanımına göre; geçici ve daimi, kapladığı alana göre; tam ve bölümlü olmak üzere ayrılır. Tam kuronlar kuronun tüm koronal kısmını kapsarken bölümlü (parsiyel) kuronlar kuronun bir kısmını kapsar. Doğal kurona ait diş yüzeylerinin kısmen kaplandığı restorasyonlara 3/4 kuron, 4/5 kuron, 7/8 kuron, seramik inley, seramik onley, seramik overlay, seramik veneerler örnek olarak gösterilebilir.⁷

Parsiyel restorasyonlarda kavite preperasyonu yapılırken tam kuronlara kıyasla daha fazla diş yapısı korunurken, oklüzal ve proksimal bölgelerde ideal anatomik konturlar ve estetik sağlanabilir. İnleyler dışın herhangi bir tüberkülünü içermeyen sadece oklüzal yüzeyini, onleyler en az bir tüberkülü, overleyler ise tüm tüberküllerini kapsayan kavite tipleridir.^{8,9}

Parsiyel indirekt restorasyonların seramiklerden üretimi; eksiltmeli (frezeleme veya mölleme) ve eklemeli (3D) olmak üzere genellikle iki yöntemle yapılır.¹⁰ Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) teknolojileri ile birlikte günümüze kadar üretim sürecinde yaşanan birçok sıkıntı çözüme kavuşmuştur. Buna ilave olarak ağız içinden alınan ölçü işlemlerinde geleneksel ölçü yöntemleri yerine ağız içi tarayıcıların ve laboratuvar tarayıcılarının kullanılması dijital restorasyonların üretimini daha hassas ve yaygın hale getirmiş, bu restorasyonların üretiminde insan kaynaklı hataları azaltmıştır. Ancak CAD/CAM sistemlerinin kullanımı için bir öğrenme periyodu gerekebilmekte ve kurulumunda maliyet yüksek olabilmektedir.¹¹

Ekleme yoluyla üretimde üç boyutlu modelden tabakalama yöntemiyle materyal eklenerek restorasyon hazırlanır. Bu yöntemde seramik veya metal toz havuzundaki materyal ardışık tabakalarla eklenerek restorasyon tamamlanır ve artık materyal kalmaz. Bu alanda doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS), stereolitografi (SLA), PolyJet ve dijital ışık projeksiyonu (DLP) gibi farklı teknikler tercih edilir. Yöntemler arasındaki temel ayrım, katmanın nasıl oluşturulduğu ve özellikle yapının dikey doğrultusunu temsil eden z-ekseninin (katman kalınlığı/oluşturma biçimi) geliştirilme tarzında yatar; örneğin bazı sistemler lazerle noktasal tarama yaparken, bazıları projeksiyonla tüm katmanı tek adımda kürler ya da çoklu püskürtme mantığıyla fotopolimer damlacıklarını biriktirir. Ekleme yoluyla üretimin, eksiltme teknolojisine göre daha ekonomik (birim başına düşen seri üretimlerde) olma, yüz protezi gibi daha büyük nesnelerin hazırlanabilmesi, daha

pasif üretim, karmaşık şekilleri özel kesici alet gerektirmeden çoğaltabilme, sınırsız geometri seçeneklerinin bulunması, daha hızlı ve ince ayrıntılı üretim yapılabilme gibi avantajları bulunmaktadır.¹²

Sonlu elemanlar stres analiz (SESA/FEA) yöntemi tıpta ve mühendisliğin birçok alanında kullanılmaktadır. Bu yöntemde; bilgisayar ortamında biyomekanik açıdan incelenmek istenilen cisim sonlu boyutta, çok sayıda elemana bölünerek, analitik şekilde modellenir ve her bir küçük parça üzerinde analizler gerçekleştirilir. Başka bir deyişle sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanmaktadır.¹³ Literatürde eklemeli yöntemlerle üretilen restorasyonların kuvvetler altında materyalde veya dişte oluşturduğu stres değerlerinin karşılaştırıldığı az sayıda çalışma bulunmaktadır.¹²

Bu çalışmanın amacı farklı ve güncel materyaller ile elde edilen inley, onley ve overley kuronların oluşturdukları streslerin sonlu elemanlar analiziyle değerlendirerek bu materyallerin klinik uygulamalardaki etkinliğinin anlaşılmasına katkıda bulunmaktır.

Bu çalışmanın H0 hipotezi; değişik materyal ve restorasyon tipleri arasında stres dağılımı açısından fark olmayacağı şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Posterior Bölgede Uygulanan Kuron Restorasyonları

Kuron restorasyonları; tam ya da parsiyel olmak üzere iki şekilde uygulanabilmektedir. Tam kuronlar dişin kuron kısmının tamamını kapsar ve hazırlanırken dişte oldukça fazla madde kaybına neden olurlar. Parsiyel kuronlar ise dişin kuron kısmının bir bölümünü içerir ve yarattığı madde kaybı daha azdır. Parsiyel kuronların ayrıca; vitalite testlerine olanak sağlama, kolay temizlenebilme, dişetiyle temasta olan yüzey sayısının daha az olması nedeniyle periodontal problemlerin daha az görülmesi gibi avantajları da bulunmaktadır.¹⁴

Parsiyel kuronlar olarak; inley, onley, overley, pinley, 3/4, 4/5 ve 7/8 sayılabilir. Kuron içi restorasyonlar olarak adlandırılan inley, onley veya overley restorasyonlar kavite şekillerine göre sınıflandırılırlar. Dişi kuvvetlendirmeden eksik diş dokularının yerine konulduğu inley restorasyonlar, sadece oklüzal ve proksimal diş yüzeylerini içerir. Onley restorasyonlar; oklüzal ve proksimal yüzeyleri kapsayan, aynı zamanda tüberküllerin kısmen ya da tamamen restore edildiği indirekt restoratif uygulamalardır. Overley restorasyonlar ise kapsamı daha geniş bir preparasyon yaklaşımı gerektirir ve oklüzal yüzeylere ek olarak bukkal veya lingual yüzeylerin de restoratif materyalle yeniden restore edilmesini içerir.¹⁵

2.2. Posterior Bölgede Uygulanan Kuron Restorasyonlarının Yapım

Teknikleri

İnley, onley, overley gibi restorasyonlar; metaller, kompozit rezinler ve seramik materyallerden klinikte direkt teknikle, ya da alınan ölçü üzerinden laboratuvar da indirekt teknikle hazırlanabilir. Estetik talebin giderek artmasıyla birlikte indirekt seramik restorasyonlar daha fazla tercih edilir hale gelmiştir. Günümüzde CAD/CAM altyapısının bulunmadığı ya da erişimin kısıtlı olduğu klinik koşullarda, geniş ve derin kavitelerin

tedavisinde direkt ve indirekt kompozit restorasyonlar, başlıca seçenekler arasında yer almaktadır. Onley/overley gibi geniş ve derin restorasyonlarda karar, vaka bazında verilmeli; seramik ve kompozit materyallerin avantaj ve dezavantajları birlikte değerlendirilmelidir.¹⁵

2.3. İndirekt Seramik Restorasyonlar

Günümüzde sıklıkla tercih edilen seramik restorasyonlar kompozit rezinlerle hazırlanan direkt restorasyonların yetersiz olduğu durumlarda indirekt olarak hazırlanmaktadır.¹⁶

2.3.1. İndirekt Seramik Restorasyonların Endikasyonları

1. Kapsamlı madde kaybı olan, geniş ve/veya derin kaviteli dişler
2. Tüberkül bütünlüğü bozulan (kırık veya çatlak) posterior dişler; zayıf duvarların tüberkül kırıklarına karşı yapısal olarak güçlendirilmesi gereken vakalar
3. Endodontik tedavi sonrası kalan sağlam diş dokusu sınırlı olan olgular
4. Aşınmanın belirgin olduğu bölgelerde, fonksiyon ve dayanıklılığı artırma gereksinimi
5. Yüksek estetik beklentili öncelikler (renk/şeffaflık uyumu gerektiren durumlar).
6. Metal duyarlılığı olan ya da metal içermeyen restorasyon tercih eden hastalar
7. Karşıt arkta porselen kuron/köprü bulunan olgularda, benzer sertlik ve aşınma direncine sahip bir materyalle oklüzal dengeyi koruma gereksinimi
8. Bağlanma göstermeyen amalgam restorasyonların sık düşme/yenilenme öyküsü olan kavitelerde adeziv bağlanma avantajından yararlanma ihtiyacıdır.¹⁶⁻¹⁸

2.3.2. İndirekt Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. Parafonksiyonel alışkanlıklar (özellikle bruksizm) varlığında,
2. Kısa klinik kuron yüksekliği olan dişlerde,
3. Geniş pulpalı genç dişlerde, preparasyon derinliği pulpaya yakınlaşarak komplikasyon riskini artırır,
4. Karşıt arkta geniş kompozit rezin restorasyon bulunduğunda,
5. Küçük Sınıf I-II kavitelerde, konservatif direkt restorasyonların daha uygun olduğu durumlarda,
6. Servikal sınırların belirgin şekilde subgingival olduğu kavitelerde,
7. Simantasyon sırasında tam izolasyon sağlanamıyorsa,
8. Ekonomik kısıtlar söz konusuysa.^{17,18}

2.4. Seramik İnley/Onley Restorasyonların Preparasyon Tekniği

Seramik restorasyonlarda kırılma riskini azaltmak için üç temel ilke öne çıkar bunlar: iç gerilme oluşturan tasarımlardan kaçınmak, yeterli materyal kalınlığını sağlamak ve pasif bir yerleştirme yolu planlamaktır. Kavite içinde andırkatların elimine edilmesi ve iç hat/buluşma açılarının yuvarlatılması, gerilme yoğunlaşmalarını sınırlandırarak iç stresleri düşürür. Seramiğin mukavemeti, materyalin kalınlığı ile belirli bir düzeye kadar doğru orantılıdır. Seramik inley ve onley restorasyonlarda optimal dayanımın sağlanabilmesi için oklüzal yüzeyde bırakılması gereken minimum restoratif kalınlık 1,5-2,5 mm aralığında olmalıdır. Her bölgede materyalin kalınlığının eşit olması başarıyı artırır. Kavitenin oklüzal genişliği (bukkolingual boyut) ise minimum 2,0 mm olmalıdır.¹⁹ Seramik inleyler ve fonksiyonel tüberkülleri içeren onleyler için 2,0 mm oklüzal kalınlık ideal kabul edilir. Oklüzal preparasyon, anatomik yapıyı izleyen sığ bir "V" şeklinde olmalıdır. Restorasyon için 1,5 mm' lik aksiyal redüksiyon, günümüz seramik sistemlerine uygun bir kalınlıktır. Pasif giriş yolu ise kavite duvarlarının eğimiyle

belirlenir. Ayrıca, servikal marjinal bitim chamfer veya butt joint olarak yapılmalı ve kavo-surface yüzey açıları 90 derece olmalıdır. Restorasyonun oklüzal strese maruz kalan bölgelerinde porselen kalınlığını inceleteceğinden oklüzal bizotajlardan kaçınılmalıdır. Tüberküllerin zayıfladığı durumlarda, postoperatif kırık riskini azaltmak için preparasyona tüberküller de dahil edilmelidir.¹⁵

2.5. İndirekt Restorasyonların Üretiminde Dijital Ölçünün Rolü

Geleneksel ölçü yöntemlerinin yerini, ağız içi ve ağız dışı tarayıcılarla elde edilen dijital verilerin kullanıldığı sistemler almış; restorasyonların tasarım ve üretim süreçleri CAD/CAM teknolojileri aracılığıyla gerçekleştirilmeye başlanmıştır. Bu dijital yaklaşım, hem hasta hem de hekim açısından konfor ve zaman açısından önemli kazanımlar sağlarken, klinik ve laboratuvar aşamalarında çalışma verimliliğini de artırmıştır.²⁰

Tarayıcı teknolojisi, hem doğru ve güvenilir bir ölçü alınmasını, hem de kullanım kolaylığını sağlayacak şekilde geliştirilmiştir. Ağız içi tarayıcılar, diş ve çevre dokuların birçok açıdan fotoğraflarını alıp, sistemdeki yazılımla birleştirerek iki boyutlu fotoğrafları üç boyutlu verilere dönüştürmektedir.²¹ Geleneksel ve dijital yöntemlerin kıyaslandığı araştırmalarda, dijital yöntemlerde ölçü malzemelerinden kaynaklanan distorsiyon ve deformasyon sorunlarının azaldığı belirlenmiştir.²² Dijital tarayıcılarla, kuron, veneer, inley, onley, laminate gibi daha fazla hassasiyet gerektiren tedavilerde diş ve dişeti sınırının daha net belirlenebilmesi nedeniyle restorasyonla dişin uyumu artmıştır.²³ Ayrıca dijital teknolojiler, daimi restorasyonun üretimine geçilmeden önce planlanan sonucun hastaya dijital ortamda gösterilebilmesine olanak tanımakta ve geleneksel ölçü yöntemlerine kıyasla daha yüksek doğrulukta ağız içi kayıt elde edilmesini sağlamaktadır. Bu yönleriyle dijital sistemler klinik süreçte önemli avantajlar sunmaktadır.²³

2.6. Eksiltmeli/Aşındırmalı Üretim Tekniği (CAD/CAM Sistemleri)

Computer-aided design (CAD), bilgisayar destekli tasarımı ifade ederken, Computer-aided manufacturing (CAM) bilgisayar destekli üretimi anlatır. CAD/CAM sistemleri, ağız içinin optik olarak görüntülenmesi, bu görüntülerin dijitalleştirilmesi ve restorasyonların freze makinelerinde, çeşitli CAD/CAM restoratif bloklardan kesilerek şekillendirilmesi sürecini kapsar. Günümüzde sıklıkla kullanılmasına karşın CAD/CAM sistemlerinin avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.²⁴

2.6.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- Teknisyene duyulan ihtiyacın azalması,
- Laboratuvarda geçen sürenin kısalması,
- Seans sayısındaki azalma nedeniyle klinik işlem süresinin kısalması ve tek randevuda tamamlanan uygulamalarla geçici restorasyon ihtiyacının ortadan kalkması,
- Tedavi maliyetlerinin düşürülmesine katkı sağlaması,
- Teknisyen kaynaklı olası uygulama hatalarının minimize edilmesi,
- Geleneksel tekniklerde ortaya çıkabilen boyutsal değişimlerin elimine edilmesi sayesinde marjinal ve internal uyumu daha yüksek restorasyonların üretilmesidir.^{25,26}

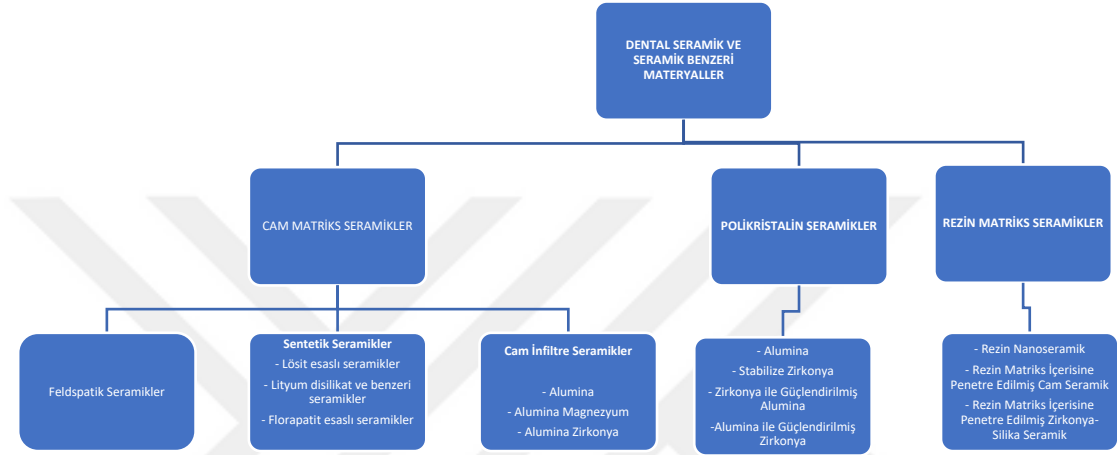
2.6.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- Sistemlerin etkin ve doğru biçimde kullanılabilmesi için ileri düzey uzmanlık ve klinik deneyimgerektirmesi,
- Cihaz ve ekipmanların yüksek maliyetli olması,
- Kullanılan kamera ve tarayıcıların çözünürlük kapasitesinin belirli sınırlamalara sahip olması,

- Mevcut renk seçeneklerinin sınırlı olması,
- Kırılgan yapıda seramik blokların frezelenmesi sırasında yüzeyde mikroskobik çatlakların oluşabilmesidir.²⁷

2.6.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

Dental seramik sistemleri üç ana grupta incelenmektedir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Dental seramiklerin sınıflandırılması²⁸

2.6.3.1. Cam Matris Seramikler

Cam matris seramikler; feldspatik, sentetik ve cam infiltre olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır.²⁹

FELDSPATİK SERAMİKLER

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan ilk feldspatik seramik içerikli bloklar, diş hekimliğinde önemli bir yer tutmaktadır. Cam matrisinde homojen dağılan ve %30 oranında 3-4 mikrometre boyutundaki feldspat partikülleri içerir. Kırılma dirençleri 150 MPa, elastisite modülleri ise 45-63 GPa arasında değişmektedir.²⁹

Günümüzde monokromatik, dikromatik ve polikromatik feldspatik seramik blokları piyasada bulunmaktadır. Monokromatik bloklar yalnızca tek bir renk tonuna sahipken, dikromatik ve polikromatik bloklar dentin ve mine yapılarındaki doğal renk

geçişlerini taklit eden çok katmanlı bir optik yapı sunmaktadır. Monokromatik bloklar; daha çok inley onley, dikromatikler; ön bölge laminate veneer, polikromatik bloklar ise onlay laminate veneer ve ön bölge kuron restorasyonlarında kullanılmaktadır. IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vident örnek olarak verilebilir.²⁹

SENTETİK SERAMİKLER

Sentetik seramikler; lösitle güçlendirilmiş, lityum disilikatla güçlendirilmiş ve florapatit bazlı olmak üzere üç gruba ayrılır.³⁰

Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler

Cam seramik sınıfının yaygın bir alt grubunda, seramik yapı içinde lösit kristalleri kontrollü (aşamalı) kristalizasyonla cam matrisine yerleştirilir. Bu sistemler başlıca SiO_2 – Al_2O_3 – K_2O bileşiminden oluşur; cam faz içinde yaklaşık %30-40 oranında, 1-5 μm çaplı lösit kristallerinin bulunması, onları klasik feldspatik seramiklerden ayıran temel özelliktir. Lösitin dolgu fazı olarak kullanılmasının; (i) kırılma indisinin feldspatik seramiklere yakın olması sayesinde translusens görünümün korunmasına katkı sağlaması ve (ii) cam faza kıyasla asidik aşındırmaya daha hızlı yanıt vermesi gibi başlıca iki avantajı vardır. Asidik aşındırmaya daha hızlı yanıt vermesi, selektif asitleme sonrasında rezin simanın mikromekanik retansiyon kurmasına elverişli çok sayıda mikro girinti oluşmasına olanak verir.³⁰

Lösit dolgulu cam seramiklerde mekanik dayanım aşağıdaki iki ana süreçle artar:

- Çatlak sapması/enerji tüketimi: Matris içinde dağılmış lösit kristalleri, ilerleyen çatlağın yolunu değiştirerek uç kısmındaki gerilme yoğunluğunu düşürür; böylece çatlak büyümesi zorlaşır.
- Artık basınç gerilmesi oluşturma: Soğuma evresinde lösit ile cam faz arasındaki ısı genleşme farkı nedeniyle, cam matris üzerinde bası yönünde artık gerilmeler

gelişir. Löstin genleşme katsayısı camdan daha yüksek olduğundan, ısıtma–soğutma döngüsü sonrasında kristallerin matris üzerinde oluşturduğu bu sıkıştırıcı etki, mikroyapıdaki çatlakların ilerlemesini engeller. Bu tasarım yaklaşımı, klinikte kullanılan birçok sistemin performansına yansımıştır. Örnek olarak; IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent); VITA VM7, VM9, VM13 (VITA/Vident); Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR (Noritake) verilebilir.³¹

Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramikler

Cam seramik restorasyonlarının kullanım alanlarının genişletilmesi hedefiyle, daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesi önem kazanmıştır. Bu sistemde, alt yapı seramiği, lösit cam seramiklere göre çok daha yüksek oranda kristal içerir. Materyalin %70'i lityum disilikat kristallerinden oluşurken, üst yapı seramiği ise florapatit kristallerinden yapılmaktadır.³²

Piyasaya 2006 yılında sunulan bu sistemde, iki kademeli kristalizasyon prensibiyle çalışan “mavi aşama” seramik bloklar kullanır. İlk kademede blok, öğütmeye uygun ara kristalleşmiş formda olup, bu fazda bükülme dayanımı yaklaşık 130-150 MPa düzeyindedir. Sonrasında blok, porselen fırınında yaklaşık 840- 850 °C’de nihai kristal yapısına dönüştürülür. Bu ikinci ısıtma işlemi ile materyalin kırılma/bükülme dayanımı ~360 MPa seviyesine ulaşır. Bu süreç, pre-kristalize “mavi” fazdan lityum disilikatın olgun fazına geçişi sağlar.³³

Yüksek translusensiye sahip bloklar, çevre dokuların rengini absorbe edebilme özellikleri ve estetik avantajlarıyla inley ve onley restorasyonlarında tercih edilebilir. Düşük translusent özellik gösteren bloklar ise, çeşitli renk seçenekleriyle anatomik restorasyonların üretiminde kullanılabilir. Bu bloklar, karakterizasyon işlemleri yapılarak monolitik olarak uygulanabilir. Estetik gereksinim duyulan bölgelerde, karakterizasyon boyama ile sağlanabilir ya da cut-back tekniği kullanılarak uygun bir veneer materyali

uygulanabilir. Renklenmiş dişlerin tedavisinde, multi blokların tabakalama tekniğiyle kullanılması gerekmektedir. 3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply örnek olarak verilebilir.³⁴

Florapatit Bazlı Seramikler

Bu seramiklerin esas kullanım alanı, polikristalin seramiklere ek olarak tabakalama seramiği gibi geniş bir yelpazeye yayılmıştır. Lityum disilikat içeren tam seramik alt yapıları ve zirkonyum dioksit alt yapıları tabakalamada kullanılan seramiklerdir. Doldurucu olarak, %55 oranında florapatit kristalleri içerir. IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent örnek olarak verilebilir.³²

CAM İNFİLTRE SERAMİKLER

Bu tür seramik bloklar, seramik tozunun açık gözenekli bir mikro yapı oluşturacak şekilde sıkıştırılmasını içeren kuru presleme yöntemiyle üretilir ve sonrasında uygulanan sinterleme aşamasıyla cam fazın yapıya infiltre olması sağlanır. Piyasada bulunan güncel ürünler arasında In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia (VITA, Bad Säckingen, Almanya) sayılabilir. Bu grup materyallerin, birbirlerine göre estetik ve mekanik açıdan farklı güçlü ve zayıf yönleri bulunmaktadır. Endikasyona göre anterior ya da posterior bölgede kuron uygulamalarında tercih edilebilir.³⁵

2.6.3.2. Polikristalin Seramikler

İnce tane boyutuna sahip mikroyapı, bu seramiklerde dayanımı ve çatlak kırılma direncini belirgin bir şekilde yükseltmiştir. Ayrıca, camsı faza sahip olmadıkları için hidroflorik asitle asitlenmeleri zor olup uzun süreli asitleme gerektirir. Bu özellikleri, çatlakların ilerlemesini engelleyerek seramiklerin cam seramiklerden daha dayanıklı ve

güçlü olmasına yardımcı olur. Bu seramikler genellikle CAD/CAM sistemleriyle şekillendirilir, üç boyutlu yazıcılar ile üretimleriyle ilgili araştırmalar da yapılmaktadır.³⁶

Alümina

Polikristalin alümina seramikleri, cam bir matrise gömülmeden sıkı ve düzenli kristal yığınları hâlinde paketlenir, ardından sinterleme ile yoğunlaştırılır.³⁰ Bu işlem sonucunda elde edilen yüksek kristal yoğunluğu, çatlakların ilerlemesini zorlaştırır ve malzemenin mekanik dayanımını belirgin şekilde artırır. Ancak dayanımdaki bu kazanım nedeniyle konvansiyonel yöntemlerle işlenmeye elverişli değildirler. Genellikle CAD/CAM destekli üretim gerektirirler ve sinterleme süreci çoğunlukla sıcak izostatik presleme ile tamamlanır.³⁷

Stabilize Zirkonya

Zirkonyum doğada çoğunlukla; zirkonyum silikat (zirkon) ve zirkonyum dioksit (zirkonya) şeklinde bileşikler halinde bulunur. Zirkonya polimorfik bir seramik olup sıcaklığa bağlı olarak; monoklinik faz (oda sıcaklığından yaklaşık 1170 °C'ye kadar), tetragonal faz (yaklaşık 1170-2370 °C) ve kübik faz (yaklaşık 2370–2680 °C) olmak üzere üç farklı kristal yapıda bulunur.³⁸

Zirkonya, oda sıcaklığında monoklinik, yüksek sıcaklıklarda (fırınlama sürecinde) ise tetragonal fazda bulunur. Fırınlama işleminden sonra soğuma sırasında tetragonal fazın monoklinik faza dönüşmesi gerçekleşir ve bu dönüşüm sırasında %3-5 civarında bir hacim artışı gözlemlenir. Faz değişimi sırasında oluşan kompresif stresler, materyalin dayanıklılığını artırırken, hacim artışı kırılmalara neden olabilir. Bu sebeple, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm dikkatlice kontrol edilmelidir.³⁹ Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize olabilmesi için yapıya alüminyum, kalsiyum, magnezyum, itriyum veya seryum gibi metal oksitler eklenmelidir. Ticari zirkonya sistemlerine; NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare), Lava / Lava Plus (3M ESPE), In-

Ceram YZ (VITA), Zirkon (DCS); Katana Zirconia ML (Noritake), Cercon ht (Dentsply), Prettau Zirconia (Zirkonzahn), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) ve Zenostar (Wieland) örnek olarak verilebilir.⁴⁰

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş

Zirkonya

Bu yapıdaki alümina ve zirkonya yüzdeleri değiştirilebilir. Eğer ağırlığının yarısından fazlasını alümina oluştuyorsa yapı; zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, zirkonya oranı daha fazla ise alümina ile güçlendirilmiş zirkonya olarak tanımlanır.²⁸

2.6.3.3. Rezin Matriks Seramikler

Seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştiren bu seramik çeşidi, yüksek oranda seramik partikülleriyle doldurulmuş organik matriksten oluşmaktadır. Matrikstekki poröz yapılar, polimer materyali ile doldurularak bir polimer ağına dönüştürülür. Cam seramiklerde yaygın olan çatlak ilerlemesi problemi, polimer ağ yapısı ile minimize edilmiştir. Bu materyal, dentinin elastisite modülüne yakın olup, cam veya polikristalin seramiklerden çok daha kolay frezelenabilir ve aşındırılabilir. Ayrıca, kompozit rezin materyaliyle tamir edilebilir.²⁸

Rezin Nanoseramikler

Ağırlıkça %80 oranında inorganik nanoseramik doldurucu içeren bu materyal, organik rezin matriks yapısından oluşur. Polimer matriks, yaklaşık 20 nm çaplı silika nanopartikülleri, 4-11 nm aralığında zirkonya nanopartikülleri ve zirkonya-silika nanoseramik dolgular ile güçlendirilir.⁴¹ Seramiklerin renk stabilitesi ve dayanıklılığı ile kompozit rezinlerin yüksek bükülme direnci ve düşük aşınma özelliklerini bir araya getirmek amacıyla, rezin nanoseramik ve polimer-infiltrate seramik ağ yapılı bloklar geliştirilmiştir. Bu materyaller, hasta ağızda bond ve kompozit malzeme ile tamir

edilebilir. İlave olarak, yüzey hazırlığında mekanik pürüzlendirme ve kumlama yöntemlerinden yararlanılabilir. Ancak, içerdiği rezin nedeniyle oluşan monomer salınımı biyouyumluluğu ile ilgili tartışmalara neden olmaktadır. Lava Ultimate ve 3M ESPE örnek olarak verilebilir.⁴²

Rezin Penetre Matriks Cam Seramikler

Bu malzemeler; yüksek oranda seramik iskelet (yaklaşık %86 ağırlık, %75 hacim) ve bunun gözeneklerine nüfuz ettirilen metakrilat esaslı polimer ağ (yaklaşık %14 ağırlık, %25 hacim) yapının kombinasyonundan oluşur. Böylece, klasik seramiklere göre daha uyumlu/esnek, vickers sertliği ve elastisite modülü mine-dentin aralığına yakın hibrit bir yapı elde edilir. VITA Enamic (VITA) örnek olarak verilebilir.⁴³

VITA Enamic, gözenekli seramik iskeletin monomer karışımıyla infiltre edilmesi ve ardından polimerize edilmesiyle elde edilen hibrit bir yapıdadır. Malzemenin seramik fazı, alümina ile güçlendirilmiş feldspatik seramik bileşenlerinden oluştuğundan, seramiğin dayanımı ile polimerin işlenebilirliği tek bir blokta birleştirilmiştir. Elastikiyet ve dayanıklılık gibi özelliklerinin fazla olması nedeniyle, duvar kalınlıklarının azaltıldığı ve sağlam diş dokusunun korunduğu arka bölgede uygulanan minimal restorasyonlarda kullanılabilir.⁴⁴

2.7. Eklemeli Üretim Tekniği

Son zamanlarda, CAD/CAM frezeleme sistemlerinin (aşındırmalı üretim) eksikliklerini gidermek amacıyla üç boyutlu (3D) baskı teknolojisi (eklemeli üretim) kullanılmaya başlanmıştır. 3D baskı, CAD verilerinden katman katman ürün oluşturur. Her bir katman polimerize edilerek bir sonraki katmanla fotopolimerizasyon yoluyla birleştirilir.⁴⁵ Tabakalı üretim ya da hızlı prototipleme olarak adlandırılan eklemeli imalat

yöntemleri, dijital verilerin kullanılmasıyla materyalin ardışık katmanlar hâlinde birleştirilmesi esasına dayanan bir üretim tekniği olarak tanımlanmaktadır.⁴⁶

Boyutsal karmaşıklıktan veya miktardan bağımsız olarak her tür nesnenin üretimini sağlar. Bu nesneler yüksek doğruluk ve hassasiyetle üretilir. 3B yazıcılar kullanılarak objeler x, y ve z eksenlerinde şekillendirilir. Yatay düzlemdeki iki boyut, x ve y eksenleriyle tanımlanır; z ekseni ise yüksekliği/dikey yönü gösterir.⁴⁷

2.7.1. Eklemeli Üretim Tekniğinde Kullanılan Materyaller

Diş hekimliğinde eklemeli üretim; metal, seramik ve polimer tabanlı materyallerle gerçekleştirilir.⁴⁸

2.7.1.1. Metaller

Kobalt-krom ve titanyum alaşımları, dental uygulamalarda fazla tercih edilen materyallerdir. Bu alaşımlar, Toz Yatak Füzyonu (PBF) teknolojisinde uygun partikül boyutlarıyla toz formunda kullanılır ve hem sabit hem de hareketli bölümlü protezlerin üretimine uygundur.⁴⁸

2.7.1.2. Seramikler

Silika, zirkonyum, zirkonyum silikat ve alümina gibi seramikler de eklemeli üretim tekniğinde kullanılan malzemelerdendir.⁴⁹

Rezin matriks seramikler, organik matrikse yüksek miktarda seramik tozu infiltre edilerek üretilen materyallerdir. Eklemeli üretim tekniklerinde kullanılan reçineler de belirli oranda seramik içerebilmektedir. Bu özellik, seramik bileşenlerin dental materyallere renk stabilitesi ve aşınma direnci gibi uzun süreli avantajlar kazandırır.⁵⁰

2.7.1.3. Polimerler

Diş hekimliğinde polimer temelli materyaller, restoratif tedaviler, protetik uygulamalar ve dijital üretim süreçleri gibi geniş bir alanda kullanılmaktadır. Vinil esaslı polimerler, polistiren, kompozit rezinler, akrilik türevleri ve ABS gibi termoplastikler ile PEEK gibi yüksek performanslı polimerler; biyouyumlulukları, işlenebilirlikleri ve istenen mekanik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir. Bu materyal çeşitliliği, klinik gereksinimlere uygun optimal polimer seçimine olanak sağlamaktadır.⁴⁹

2.7.1.4. Vinil Polimerler

Vinil polimerler, örneğin polivinil alkol, genellikle taşıyıcı malzeme olarak kullanılır. Ancak bu polimerler nemin fazla olduğu durumlarda mekanik özelliklerini kaybedebilir, suda çözünebilir, biyolojik olarak parçalanabilir ve üretim süreçleri daha pahalıdır.⁴⁹

2.7.1.5. Stiren Polimerler

Polistiren (PS) ve akrilonitril-bütadien-stiren (ABS), yaygın kullanılan stiren esaslı polimerlerdir. PS; çeşitli üretim yöntemlerine uyumu, renklendirilebilirliği, parlak yüzeyi ve boyutsal stabilitesiyle öne çıkarken, kırılkan yapısı ve gerilime bağlı çatlama eğilimi sınırlayıcı bir özellik oluşturur. ABS ise PS'ye göre daha yüksek darbe dayanımı, daha iyi mekanik ve kimyasal direnç, düşük su emilimi ve kolay işlenebilirlik gibi avantajlar sunan sağlam bir termoplastiktir.⁴⁹

2.7.1.6. Akrilatlar

Diş hekimliğinde polimetil metakrilat (PMMA), geçici protez/dolgu materyali olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Sertlik ve mekanik direncinin yüksek olmasına karşın, su ve nem emilimi ise düşüktür.⁴⁹

2.7.1.4. Polyesterler

Polikarbonat (PC) materyali, bisfenol A ve fosfor bileşenlerinden sentezlenir. Şeffaf ve yarı saydam olan bu malzeme, üstün dayanıklılık ile sertlik, iyi biyouyumluluk, işleme kolaylığı ve minimal su absorpsiyonu gibi özellikleriyle öne çıkar. Ayrıca düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek boyutsal stabilite, iyi elektrik yalıtımı ve yüksek enerjili radyasyona karşı direnç gibi özellikleri de bulunur.⁴⁹

2.7.1.5. Poliamidler

Poliamidler biyolojik uyumluluğuyla bilinir ve yüksek aşınma direnci, dayanıklılık ve sertlik özellikleri ile öne çıkar. Isı altında boyutsal stabiliteyi koruyarak mükemmel elektriksel yalıtım sağlar. Renkleri, malzemenin yapısına göre değişir. Naylon 66; mekanik olarak sert, aşınmaya karşı dirençli, düşük higroskopisiteye sahip ve boyutsal olarak stabil bir polimerdir.⁴⁹

2.7.1.6. Sıvı Bazlı Materyaller

Üç boyutlu üretimde, ışıkla sertleşen reçineleri kullanan fotopolimerizasyon temelli teknolojiler geniş uygulama alanına sahiptir. Bu teknolojilerin öne çıkma nedenleri arasında üretim hızının fazlalığı ve şeffaf/yarı saydam bileşenlerin elde edilebilmesi sayılabilir. Toz yataklı yöntemlerle karşılaştırıldığında, reçine esaslı sistemlerin daha fazla ayrıntılı ve kısa üretim döngüsü sağlayabildiği bildirilmiştir.⁵⁰

VarseoSmile Crown Plus (VS), BEGO tarafından tek diş restorasyonlarının üç boyutlu üretilmesine yönelik geliştirilen, seramikle güçlendirilmiş hibrit bir baskı reçinesidir. Bu materyal ile tek kuron, inley, onley ve veneer restorasyonlar, uygun üç boyutlu baskı iş akışlarıyla üretilmektedir.⁵⁰

2.7.1.7. Toz Bazlı Materyaller

Toz tabanlı üç boyutlu üretimde; polimerler metaller ve seramikler kullanılabilir. Tozlar, süreç ve ekipmana bağlı olarak lazer ışını ile sinterlenir ya da eritilerek birleştirilir. Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Çoklu Jet Füzyon (MJF) teknolojilerinde hammadde olarak genellikle poliamid (PA) tozu tercih edilir.⁵¹

LithaCon 3Y 210 gibi 3 mol% yttria ile stabilize edilmiş zirkonya polikristal (3Y-TZP) materyaller ve CeraFab 7500 gibi sistemlerde reçine-zirkonya süspansiyonunun katman katman fotopolimerizasyonu ile üretilir. Üretim sonrası parçalar izopropil alkol ile temizlenir, reçine kalıntılarından arındırılır ve sinterleme aşamasıyla nihai mikroyapısına ulaştırılır. Bu yaklaşımla üretilen LithaCon restorasyonların marjinal ve internal uyum değerlerinin klinik açıdan kabul edilebilir aralıklarda olduğu bildirilmiştir.⁵²

2.7.1.8. Solid Bazlı Materyaller

Filament formundaki solid esaslı materyaller, yoğunlaştırılmış biriktirme modellemesi (FDM) süreçlerinde kullanılan temel malzemelerdir. Filament önce ısıtılır, ardından sıcak bir nozülden dışarı verilerek katmanlar halinde üst üste biriktirilir ve üç boyutlu parça bu şekilde oluşturulur. Bu teknolojiye en yaygın kullanılan polimerler arasında polilaktik asit (PLA) ve akrilonitril-bütadien-stiren (ABS) bulunur.⁵³

2.8. Üç Boyutlu Yazıcıların Doğruluğunu Etkileyen Faktörler

Baskı katman kalınlığı, modelin baskı tablasındaki açılı konumu, modelin içyapı tasarımı ve kütleme aşamaları gibi faktörler üç boyutlu yazıcıların ölçü hassasiyeti ve tekrarlanabilirliğini etkileyen faktörlerdir.⁵⁴

2.8.1. Modelin Baskı Tablasında Açılandırılması

Modelin baskı tablasına göre konumlandırma açısı, baskı doğruluğunu, üretim süresini ve tek seferde üretilebilecek parça sayısını doğrudan belirler.⁵⁴ Baskı tablasına 0 derece açıyla yerleştirilen objeler, daha az sayıda üretilebilir. Bu durumda tek seferde üretilebilecek obje sayısı düşer. Modelin 45, 60 veya 90 derece açıyla yerleştirilmesi, üretim tablasında daha fazla obje hazırlamaya olanak sağlar.⁵⁵

2.8.2. Baskı Katman Kalınlığı

Daha kalın katmanlar, özellikle modelin kavisli alanlarında "merdiven basamağı" görünümü oluşturarak netliği azaltır. İnce katman kalınlıkları ise z ekseninde katman sayısını artırarak daha net bir sonuç elde edilmesini sağlar.⁵⁶

2.8.3. Modelin İç Yapı Tasarımı

İçi boşluklu modeller, boşluksuz modellerden daha düşük hacme sahiptir ve bu sayede kullanılan rezin miktarı azalır, dolayısıyla maliyet ve zamandan tasarruf sağlanır. Ancak, duvar kalınlığı yetersiz olan modellerde kontraksiyon meydana gelir ve bu da modelin doğruluğunu ve netliğini azaltır.⁵⁷

2.8.4. Ultraviyole Işını ile Kürleme

Kürleme işlemi, modelin polimerizasyon derecesini artırarak fiziksel ve mekanik özelliklerini güçlendirir ve modelin dayanıklılığını artırır. UV ışığı ile kürleme süresi ve kullanılan cihazlar, farklı baskı sistemlerine bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Baskı firmasının önerdiği süreler, ideal kürleme süresidir.^{58,59}

2.9. Posterior Bölgede Uygulanan Kuron Restorasyonların Simantasyon İşlemi

Kuron restorasyonlarının simantasyonu, restorasyonun uzun dönem klinik performansını belirleyen temel aşamalardan biridir. Kullanılacak simanın seçimi; restorasyon materyalinin yapısal özellikleri, preparasyonun retatif geometrisi ve diş dokusunun durumu göz önünde bulundurularak yapılmalıdır.^{60,61}

2.9.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre; kimyasal, ışıkla sertleşen ve hem ışık hem de kimyasal reaksiyonla polimerize olan dual-cure sistemler şeklinde üç temel gruba ayrılmaktadır.^{60,61}

2.9.1.1. Kimyasal (Oto) Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Bu grupta ışık kaynağına gerek olmayıp sertleşme, bileşenlerin karıştırılmasıyla başlayan kimyasal reaksiyon sonucu gerçekleşir. Metal altyapılı restorasyonlar, endodontik post simantasyonları ve ışığın geçişini kısıtlayan seramik uygulamaları gibi ışık erişiminin sınırlı olduğu restorasyonlarda tercih edilirler. Panavia 21 (Kuraray) ve Panavia F 2.0 opak (Kuraray), C&B (BISCO) örnek olarak verilebilir.^{60,61}

2.9.1.2. Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Bu simanlarda, polimerizasyon ışıkla aktive olan fotobaşlatıcılar sayesinde sertleşir. Klinik uygulamada uzun çalışma süresi ve yüksek renk stabilitesi önemli avantajlarıdır. Işık geçirgenliği iyi olan restorasyonlarda tercih edilir. Özellikle kalınlığı ~1.5 mm'yi aşmayan cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonunda etkilidir. RelyX Veneer Cement (3M ESPE), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), NX3 Nexus (Kerr) ve Choice 2 Veneer Cement (BISCO) örnek olarak verilebilir.⁶²

2.9.1.3. Hem Işıklı Hem Kimyasal (Dual-Cure) Polimerize Olan Simanlar

Dual-cure sistemler, kimyasal reaksiyon ve ışıklı sertleşebilen simanlardır. Karışım sonrası devreye giren self-cure başlatıcılar polimerizasyonu başlatır. Erişilebilen bölgelerde ışıklı uygulaması siman içindeki fotobaşlatıcıları aktive eder ve sertleşmeyi tamamlar. Bu nedenle, ışıklı geçirgenliği düşük (çok kalın ya da opak seramik) olgularda güvenilir bir seçenektir. Panavia F 2,0 (Kuraray), NX3 Nexus (Kerr), RelyX ARC (3M ESPE), Variolink II (Ivoclar), RelyX Unicem (3M ESPE) ve Maxcem (Kerr) örnek olarak verilebilir.⁶²

2.10. Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik kavramlar; kuvvet–gerilme–deformasyon etkileşimini merkeze alarak malzeme özellikleriyle birlikte diş/restorasyon sisteminde yük dağılımını ve kırılma eğilimini açıklamaya yardımcı olur.⁶³

2.10.1. Kuvvet

Kuvvet, bir kütlede hareketi tetikleyen etki olarak tanımlanır. Bir nesnenin şeklini, yönünü veya yörüngesini değiştirebilen vektör miktarı olup, Uluslararası Birimler Sistemi (SI) içinde Newton (N) ile temsil edilir.⁶³

2.10.2. Stres

Stres, birim alana uygulanan kuvveti ifade eder. Büyüklüğü, uygulanan kuvvetin büyüklüğüne ve üzerine dağıtılan alana göre belirlenir.⁶⁴ Bir nesneye kuvvet uygulandığında, malzeme içinde zıt yönde eşit büyüklükte bir iç gerilme oluşur. Uygulanan kuvvet ve meydana gelen iç gerilme, nesnenin yüzeyine dengeli bir şekilde dağıldığında stres meydana gelir.⁶⁵ Aşağıda belirtilen üç tip stres oluşur:

1. Tensile stres (çekme gerilimi): Aynı yönde uygulanan ancak nesneyi birbirinden ayıran kuvvetlere karşı direnç olarak ortaya çıkar,
2. Compressive stres (sıkışma gerilimi): Aynı yönde uygulanan ancak nesneyi bastıran kuvvetlere karşı direnç olarak ortaya çıkar,
3. Shear stres (Kesme Gerilimi): İki kuvvet birbirine paralel ancak zıt yönlerde uygulandığında gelişir ve nesnenin kayma veya kesme etkisi yaşamasına neden olur.⁶⁵

2.10.3. Gerinim

Gerinim, dış kuvvetin etkisiyle bir nesnenin orijinal boyutlarındaki göreceli değişimi ifade eden bir kavramdır. Stres ve zorlama farklı anlamlara gelir. Stres, büyüklük ve yön ile tanımlanan bir vektör büyüklüğüken, gerinim ise kuvvet değil skaler bir niceliktir.⁶⁴

2.10.4. Stres-Gerinim Eğrisi

Stres-gerinim eğrisi bir malzemenin mekanik özelliklerini tanımlamak için; elastikiyet modülü (Young modülü), akma dayanımı, yüzde uzama, nihai çekme/basınç dayanımı ve kırılma mukavemeti gibi kritik parametreleri sunar. Bu değişkenler, malzemenin yük/gerilme karşısındaki tepkisini yorumlamak için temel veri niteliğindedir.⁶⁶

2.10.5. Young' ın Elastik Modülü (E- Modülü)

Elastikiyet modülü, malzemenin moleküler yapısı tarafından uygulanan bir yük altında gerilime sunulan direnç olarak tanımlanır.⁶⁷

2.10.6. Poisson Oranı

Poisson oranı, uygulanan germe kuvveti yönünde yanal gerinimin (genişleme veya daralma) aksinel gerinime oranı olarak tanımlanır. Çekme deformasyonu pozitif,

basınç deformasyonu ise negatif olarak kabul edilir.⁶⁸ Bir yapıya kuvvet uygulandığında, o yapıda üç boyutlu bir şekil değiştirme meydana gelir. Kuvvetin uygulandığı yönde ve kuvvetin dik olduğu eksenlerde boyutsal değişimler oluşur. Örneğin, lastik bir şerit gerildiğinde, uzunluğu artarken genişliği azalır. Bu tür eksenel değişimlerin oranı "Poisson oranı" olarak bilinir ve genellikle 0 ile 0,5 arasında değişir.^{69,70}

2.10.7. İzotropi ve Anizotropi

Bir materyal, üç ana eksen (x, y, z) boyunca tek tip elastik özellik gösteriyorsa, izotropik olarak sınıflandırılır. Oysa bu eksenlerde farklı özellikler gösteren malzemeler anizotropik olarak kabul edilir. İzotropik malzemeler, uygulanan kuvvetin yönüne bakılmaksızın basınç, çekme ve kesme gerilmeleri altında sabit bir elastikiyet modülü gösterirken, anizotropik malzemeler stresin yönüne bağlı olarak değişen elastik modüller sergiler.⁷¹

2.10.8. Von Mises Gerilmesi (von Mises Stres)

Çekme ve plastik şekil değiştirme yeteneği olan malzemeler için, von Mises gerilmesi (VMS) malzemenin dayanımını ve akma davranışını gösteren ana parametredir. Hesaplama asal gerilme bileşenleri üzerinden yapılır. Bu stres değeri, malzemenin akma dayanımına ne kadar yaklaştığını belirlemede temel bir ölçüt olarak kabul edilir.⁷²

2.10.9. Asal Gerilme (Principal Stres)

Bir elemandaki en büyük asal gerilme, kesme (makaslama) gerilmelerinin sıfır olduğu asal doğrultularda ortaya çıkar ve bu koşullar altında oluşan gerilimler "asal gerilim" olarak tanımlanır. Asal gerilimler, elemanın maruz kaldığı gerilme durumunu daha geniş bir perspektiften değerlendirmeyi sağlayarak, materyalin en yüksek gerilimle karşı karşıya olduğu noktaları belirlemeye yardımcı olur.⁷²

2.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stress Analiz Yöntemleri

Klinik ve deneysel çalışmalarda stres analizi yapmak için; fotoelastik analiz, gerinim ölçer (strain-gauge), kırılkan lak (brittle lacquer), termografik analiz, radyotelemetri, holografik interferometri ve sonlu elemanlar stres analizi gibi yöntemler kullanılabilmektedir.⁷³

2.11.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, diş hekimliğinde sert diş dokuları, periodontal yapılar, temporomandibular eklem, maksillofasiyal kemikler, ortodontik hareketler ve apareyler, kök kanal dolguları, restoratif materyaller ile dental implantların tasarımı, materyal özellikleri, yükleme koşullarına verdikleri tepkiler ve arayüzde oluşan gerilme dağılımları gibi çok yönlü konuları incelemek için kullanılmaktadır.⁷⁴

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi restoratif diş hekimliğinin çeşitli alanlarında farklı tasarım değişkenlerinin etkisini araştırmak için hesaplamalı modelleme yetenekleri sunan biyomühendislikte değerli bir yöntemdir. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, araştırmacıların karmaşık senaryoları simüle etmelerini ve sabit kısmi protezlerin sanal tasarımlarında stres dağılımı, yönlendirme ve deformasyon gibi farklı parametrelerin etkilerinin araştırılmasını sağlar.^{74,75}

Araştırmacılar, SESA'yı kullanarak stres dağılımlarını haritalayabilir ve farklı yükleme koşulları altında diş restorasyonlarının yapısal bütünlüğünü değerlendirebilir; böylece tasarım parametrelerinin optimize edilmesi ve klinik performansın iyileştirilmesi için önemli veriler elde edilebilir.⁷⁶

2.11.1.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları

1. Katı nesnelerin karmaşık geometrileri etkili bir şekilde modellenebilir,

2. Sonlu elemanların boyutu ve şeklindeki esneklik, gerçek yapılara çok benzeyen modellerin geliştirilmesini sağlar,

3. Hem stres dağılımları hem de yer değiştirmeler yüksek doğrulukla incelenebilir,

4. Delikler veya köşeler gibi bir veya birden fazla bağlantı noktasına sahip nesneler verimli bir şekilde analiz edilebilir,

5. Birden fazla materyal türünü içeren modeller kolayca oluşturulabilir,

6. SESA yöntemi, *in vivo* olarak mümkün olmayan deneylerin simülasyonuna izin verir,

7. Analiz sonuçları çok kısa bir zaman diliminde üretilebilir.⁷⁰

2.11.1.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları

1. Materyal özelliklerinin sisteme kesin olarak dahil edilmesi, analiz sonuçlarının doğruluğunu etkilemek açısından çok önemlidir,

2. Ortaya çıkan sonuçların analiz edilmesi, yorumlanması ve düzenlenmesi, karmaşık ve zaman alıcı bir süreç gerektirir,

3. Etkili bir sonlu elemanlar modeli oluşturmak profesyonel uzmanlık, güçlü analitik beceriler ve kapsamlı deneyim gerektirir,

4. Analizler yapmak, teknolojik gelişmelerle uyumlu olacak şekilde düzenli olarak güncellenmesi gereken pahalı bilgisayar sistemleri ve özel yazılımlar gerektirir,

5. Materyal özelliklerinde, model geometrisinde, sınır koşullarında ve yükleme parametrelerinde değişiklikler bireysel yorumlar veya tercihler nedeniyle ortaya çıkabilir.¹³

2.11.1.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Uygulanması

Hazırlık (pre-processing), çözümleme (solution) ve son işlem (post-processing) safhaları sonlu elemanlar stres analiz yönteminin uygulanmasındaki temel aşamalardır.¹³

Hazırlık Safhası (Pre-processing)

Analiz edilecek yapı, boyutları ve geometrik özelliklerine uygun olarak parçalara ayrılır ve matematiksel bir model olan ağ yapısı (mesh) oluşturulur. SESA yaklaşımında, gerçek cisimler (katı-sıvı-gaz) ağ yapısı oluşturan sonlu elemanlara bölünüp birbirine bağlantı koşullarıyla ilişkilendirilir. Elemanların birleşim noktalarına düğüm noktası (node) denir. Bu noktalar, elemanların sınırlarında yer alır. Sanal yüklemeler uygulandığında, ağ oluşturan elemanlarda stres ve deformasyon dağılımları ortaya çıkar ve analiz edilir. Bu değişiklikler, bulunduğu elemandan diğer elemanlara aktarılır, böylece tüm sistem etkilenmiş olur. Daha gerçekçi sonuçlar elde etmek için düğüm sayısını artırmak gerekir. Ancak bu, hata payını da artırabilir.¹³

Çözümleme Safhası (Solution)

Modelleme sonrasında, elemanlara ait mekanik özellikler ile yükleme koşulları analiz yazılımına tanımlanır. Materyal davranışını belirtmek için genellikle Elastisite Modülü (E) ve Poisson oranı (ν) kullanılır. Her bir eleman, küresel modelin özelliklerini temsil edecek biçimde tanımlanır. Böylece yük altındaki yerel tepkiler tüm yapının davranışını sayısal olarak yansıtır. Ardından, seçilen farklı yükleme senaryoları altında yapılan çözümlerden elde edilen çıktılar sistematik biçimde kaydedilir.¹³

Son İşlem Safhası (Post-processing)

Modelin oluşturduğu alt bileşenler tek tek değerlendirildikten sonra, bu bulgular bir araya getirilerek yapının genel davranışı yorumlanır.¹³ Sayısal çözümleme, her bir yükleme durumu için modelin istenen her noktasındaki gerilme (stres), birim şekil değiştirme (strain) ve deformasyon değerlerini ortaya koyar. Elde edilen çıktılar deterministik hesaplamalara dayandığından, sonuçlar varyans içermediğinden klasik anlamda istatistiksel analize tabi tutulamaz.⁷⁷

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada farklı restorasyon tipleri (inley, onley ve overley) ve materyalleri uygulanan 46 numaralı molar diş bölgesine dikey yönde uygulanan kuvvetlerin, diş dokuları ile restorasyonlarda oluşturduğu stres dağılımları, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

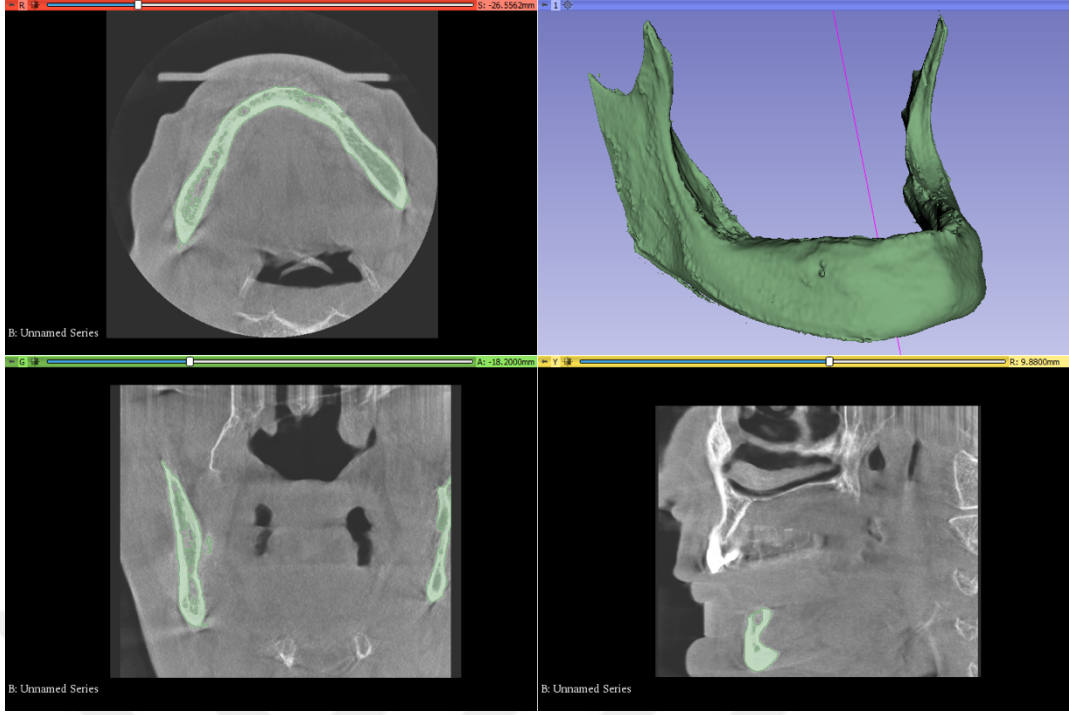
Bu çalışma, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 11.09.2025 tarihli ve 2025/383 sayılı onayı ve Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Desteği (TDH-2024-1836) ile Tinus Mühendislik laboratuvarlarında yürütülmüştür.

Üç boyutlu ağın düzenlenerek matematiksel olarak uygun katı meshe dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar modellerinin oluşturularak SESA çözümlerinin yürütülmesi, 2,40 GHz saat hızlı Intel® Xeon® E-2286 işlemci ve HP marka iş istasyonlarında (64 GB ECC RAM) gerçekleştirilmiştir.

Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD modelleme işlemleri Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) ile yürütülmüştür. Katı modellerin analiz için hazırlanması ve optimize ağ (mesh) oluşturulması adımları ALTAIR HyperMesh üzerinde gerçekleştirilmiş, oluşturulan sonlu eleman modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR OptiStruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) çözücüsü kullanılmıştır.

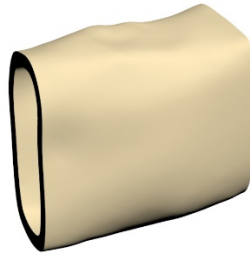
3.1. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

Mandibular kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz 55 yaşında bir hastanın tomografi görüntüsü onam alındıktan sonra çekilmiştir (Şekil 3.1). Tomografi verisi 0,1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiş ve DICOM formatında 3D Slicer yazılımına aktarılmıştır. Uygun Hounsfield eşiklerine göre veri segmentasyon işlemine tabi tutularak üç boyutlu anatomik model üretilmiş ve elde edilen model, analizlerde kullanılmak üzere. STL formatında dışa aktarılmıştır.

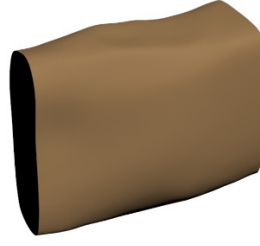


Şekil 3.1. Hastadan alınan tomografi görüntüsü

Üç boyutlu veriler Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) ortamına aktarılmış ve mandibula modelinde dış yüzeye 2,0 mm ofset uygulanarak 2,0 mm kalınlığında kortikal tabaka oluşturulmuştur (Şekil 3.2). Kortikal kabuğun iç yüzeyi referans alınarak iç kısım trabeküler kemik olarak oluşturulmuştur (Şekil 3.3).



Şekil 3.2. Modellenen kortikal kemik



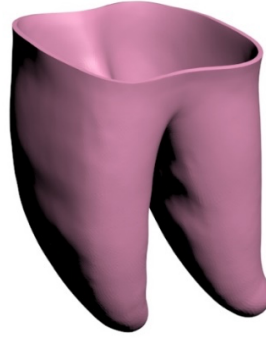
Şekil 3.3. Modellenen trabeküler kemik

3.2. Diş, Periodontal Ligament ve Restorasyon Modellerinin Tasarlanması, Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Mandibular 1. molar diş wheeler atlas verilerine göre; krun boyu uzunluğu 7,50 mm, mesio-distal genişliği 11,00 mm, bukkolingual genişliği 10,50 mm, kök uzunluğu 14,00 mm olacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 3.4). Dentin yüzeyi referans alınarak, çevresine 0,2 mm kalınlığında periodontal ligament tabakası oluşturulmuştur (Şekil 3.5). Tüm bileşenler Blender ortamında üç boyutlu uzayda doğru konumlarına yerleştirilerek modelleme tamamlanmıştır.

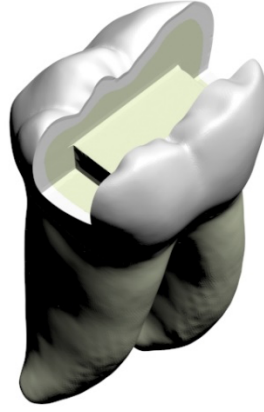


Şekil 3.4. Modellenen diş

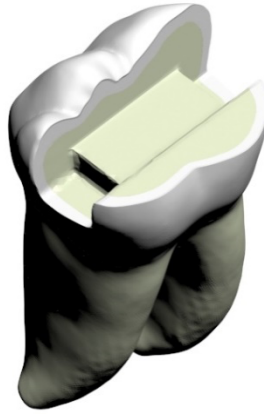


Şekil 3.5. Modellenen periodontal ligament

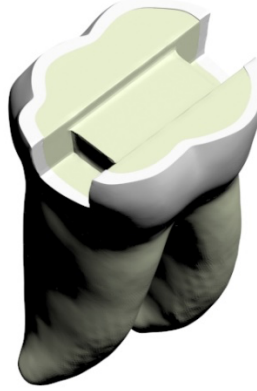
Çalışmada mandibular 1. molar dişin üzerindeki farklı büyüklükteki üç farklı madde kaybını restore etmek için inley, onley ve overley restorasyon tasarımları yapılmıştır. Her tasarım için beş farklı restorasyon materyali kullanılmıştır. Her modelde MOD retansiyon kavitesi; iç duvarları 6° açıyla oklüzale doğru genişleyecek ve 2,00 mm derinliğe sahip olacak şekilde oluşturulmuştur. Restorasyonların uzunlukları wheeler atlas verilerine göre 7,50 mm krun yüksekliğiyle aynı olacak şekilde modellenmiştir. Gingival basamaklar mine sement seviyesinin 1,50 mm üzerinde 1,00 mm genişliğinde hazırlanmıştır. İnley kavitenin bukkolingual uzunluğu literatüre uygun olarak dişin bukkolingual uzunluğunun 1/3 ü olarak modellenmiştir (Şekil 3.6). Onley formu ile ilgili olarak, lingual tepelerde 2,00 mm oklüzal bir azalma ile modifiye edilmiş inley formu oluşturulmuştur (Şekil 3.7). Overley formunda lingual ve bukkal tepelerde 2,00 mm oklüzal azalma ile modifiye edilmiş inley formu tasarlanmıştır (Şekil 3.8). Literatürde, sement dokusunun çok ince olması ve elastisite modülünün dentine yakın kabul edilmesi nedeniyle, SESA modellerinde ayrı bir katman olarak temsil edilmesinin gerekli olmadığı belirtildiğinden,⁷⁸ bu çalışmada sement dokusu modellenmemiştir.



Şekil 3.6. İnley restorasyon kavite modeli



Şekil 3.7. Onley restorasyon kavite modeli



Şekil 3.8. Overlay restorasyon kavite modeli

Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri ve özellikleri Tablo 3.1’ de, modeller Tablo 3.2’ de ve şekiller Şekil 3.9- Şekil 3.11’ de gösterilmiştir.

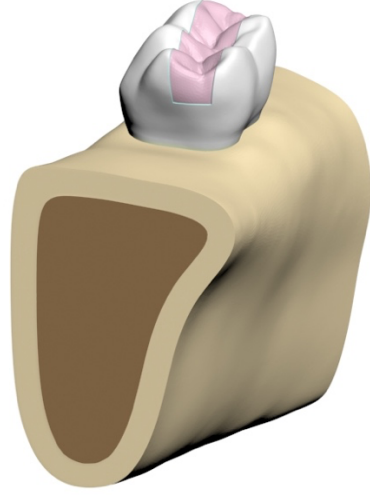
Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri

Restorasyon Materyali	Tip	Üretici Firma
IPS Emax CAD	Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar	Ivoclar Vivadent, Schann, Lihtenştayn
Lava Ultimate	Nanoseramik Seramik Bloklar	3M Espe, Seefeld Almanya
Vita Enamic	Hibrit Seramik Bloklar	Vita, Bad Sackingen Almanya
LithaCon 3y210	3Y-TZP Zirkon Seramik (LCM ile 3B Baskı)	Lithoz, Wien, Avustralya
VarseoSmile Crown Plus	3B Baskılı Hibrit Kompozit Reçine	Bego, Bremen, Almanya

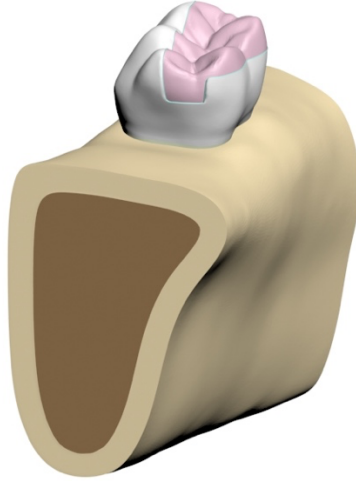
Tablo 3. 2. Çalışmada kullanılan modeller

MODELLER	KAVİTE TİPİ	MATERYAL
Model 01	İnley preperasyonu BL genişlik 3,50 mm MD genişlik 1,50 mm restorasyon uzunluğu 2,00 mm	IPS emax CAD; Ivoclar Vivadent,Schaan, Lihtenştayn
Model 02	İnley preperasyonu BL genişlik 3,50 mm MD genişlik 1,50 mm restorasyon uzunluğu 2,00 mm	Vita Enamic ;Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany
Model 03	İnley preperasyonu BL genişlik 3,50 mm MD genişlik 1,50 mm restorasyon uzunluğu 2,00 mm	Lava Ultimate; 3M ESPE
Model 04	İnley preperasyonu BL genişlik 3,50 mm MD genişlik 1,50 mm restorasyon uzunluğu 2,00 mm	LithaCon 3Y 210; CADdent GmbH, Augsburg, Germany
Model 05	İnley preperasyonu BL genişlik 3,50 mm MD genişlik 1,50 mm restorasyon uzunluğu 2,00 mm	VarseoSmile Crown Plus; BEGO, Bremen, Germany
Model 06	Onley preperasyonu BL genişlik 5,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2,00 mm	IPS emax CAD; Ivoclar Vivadent,Schaan, Lihtenştayn
Model 07	Onley preperasyonu BL genişlik 5,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2,00 mm	Vita Enamic ;Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany
Model 08	Onley preperasyonu BL genişlik 5,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2,00 mm	Lava Ultimate; 3M ESPE
Model 09	Onley preperasyonu BL genişlik 5,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2 mm	LithaCon 3Y 210; CADdent GmbH, Augsburg, Germany

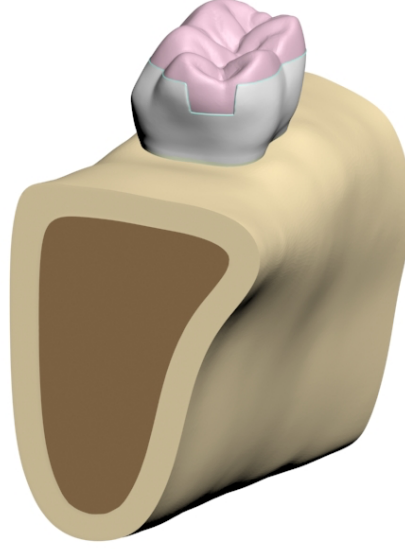
Model 10	Onley preperasyonu BL genişlik 5,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2,00 mm	VarseoSmile Crown Plus; BEGO, Bremen, Germany
Model 11	Overley preperasyonu BL genişlik 7,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2,00 mm	IPS emax CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Model 12	Overley preperasyonu BL genişlik 7,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2,00 mm	Vita Enamic ;Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany
Model 13	Overley preperasyonu BL genişlik 7,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2,00 mm	Lava Ultimate; 3M ESPE
Model 14	Overley preperasyonu BL genişlik 7,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2,00 mm	LithaCon 3Y 210; CADdent GmbH, Augsburg, Germany
Model 15	Overley preperasyonu BL genişlik 7,00 mm MD genişlik 1,50 mm Restorasyon uzunluğu 2,00 mm	VarseoSmile Crown Plus; BEGO, Bremen, Germany



Şekil 3.9. İnley restorasyon modeli



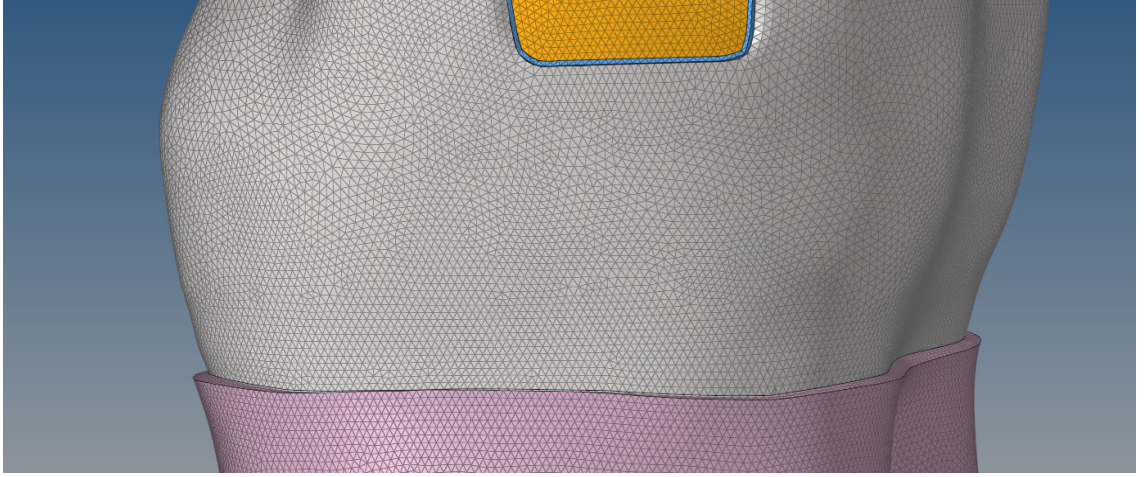
Şekil 3.10. Onley restorasyon modeli



Şekil 3.11. Overlay restorasyon modeli

3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel model, geometrik modellerin mesh adı verilen küçük ve basit elemanlara bölünmesiyle oluşturulmuştur. Blender’da modelleme tamamlandıktan sonra, yapılar ALTAIR HyperMesh ortamında sayısal modele dönüştürülerek analize hazır hâle getirilmiştir. Yüzey ağları için 0,10-0,25 mm aralığında üçgen (tria) elemanlar kullanılmıştır. Yüzeyler meshlendikten sonra katı hacimler düzenli tetrahedral (dört yüzlü) elemanlarla oluşturulmuştur (Şekil 3.12). Analizlerin yürütülebilmesi için, ALTAIR HyperMesh’te hazırlanan sayısal modeller ALTAIR OptiStruct çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3. 12. Meshin modellemesi

3.4. Kullanılan Elemanların Özellikleri

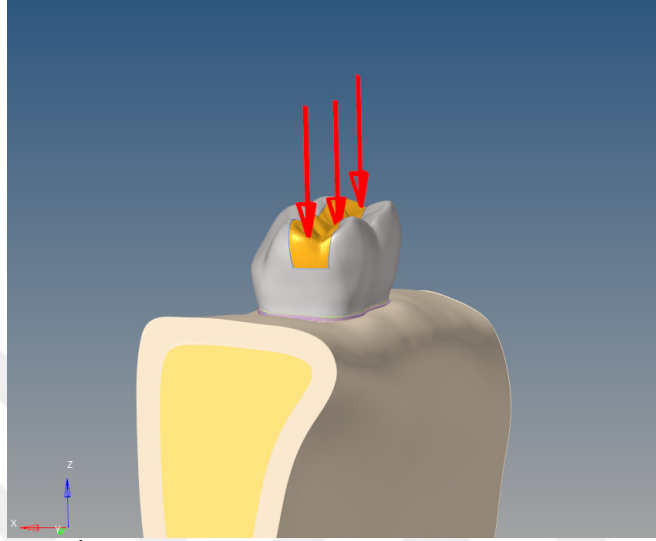
Analizlerde, elastik modül ve poisson oranı ile tanımlanan doğrusal (lineer) malzeme davranışları esas alınmıştır. İncelenen modele ait parametreler sayısal olarak tanımlanmış ve çözücüye aktarılmıştır (Tablo 3.3).

Tablo 3. 3. Elastik modül değerleri ve poisson oranları

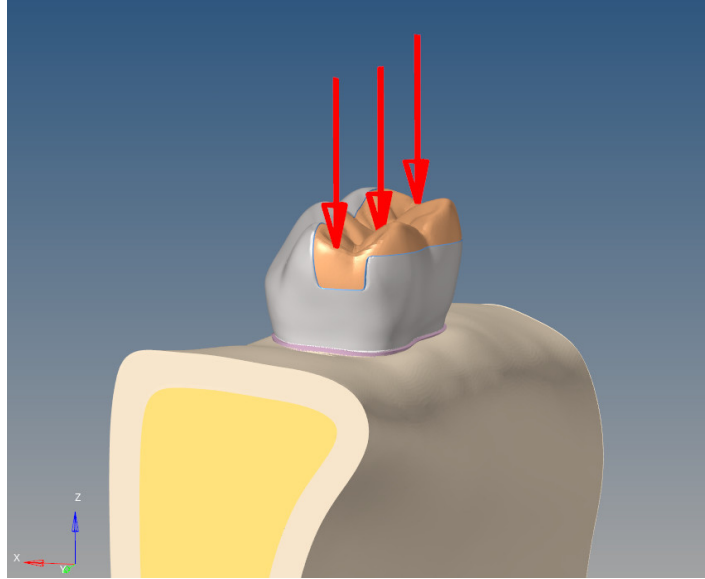
Eleman	Elastik Modül (MPa)	Poisson Oranı	Referans
Kortikal kemik	13700	0,30	[79]
Trabeküler kemik	1370	0,30	[79]
Dentin	18600	0,31	[79]
Mine	84100	0,33	[79]
Periodontal ligament	70	0,45	[79]
Ips emax CAD	102700	0,22	[80]
Lava Ultimate	12700	0,45	[81]
Vita Enamic	34700	0,28	[82]
LithaCon 3y210	205000	0,30	[83]
VarseoSmile Crown Plus	4030	0,30	[84]
Panavia F2.0 siman	12000	0,33	[85]

3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

İnley ve onley modellerde, dişin santral fossa, mezial marjinal sırt ve distal marjinal sırt olmak üzere üç farklı noktasından toplam 300 N büyüklüğünde vertikal kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.13, Şekil 3.14).

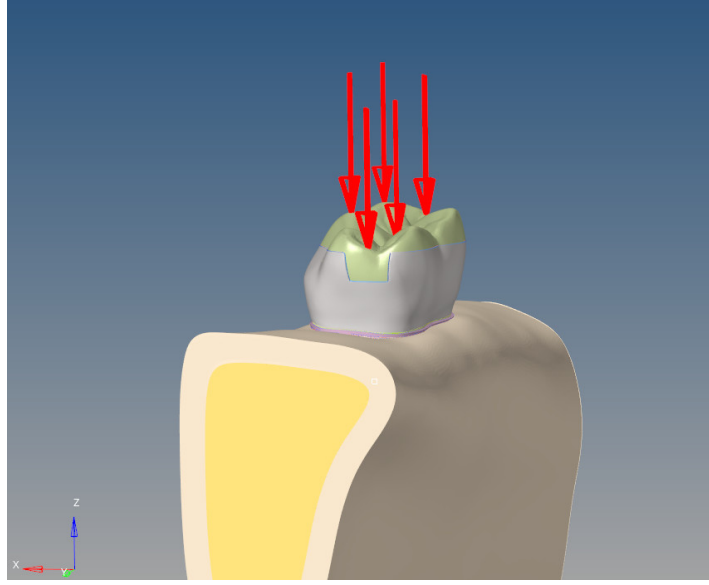


Şekil 3.13. İnley restorasyona uygulanan kuvvetin modellenmesi



Şekil 3.14. Onley restorasyona uygulanan kuvvetin modellenmesi

Overley modelinde toplam 300 N’luk dikey kuvvet, beş temas noktasına (santral fossa, distobukkal tüberkül tepesi, mesiobukkal tüberkül tepesi, mezial marjinal sırt ve distal marjinal sırt) paylaştırılmıştır (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Overlay restorasyona uygulanan kuvvetin modellenmesi

Yükler, temas bölgelerinde gerilme tekilliğini önlemek amacıyla ilgili noktanın çevresindeki düğümlere dağıtılarak uygulanmıştır. Modeller, kemiğin anterior, posterior ve inferior bölgelerindeki düğümler üzerinden tüm serbestlik dereceleri kısıtlanacak şekilde sabitlenmiştir. Bu yükleme ve sınır koşulları altında, üç modelin her biri için varyasyonlar çözümlenerek toplam on beş adet lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.

3.6. Kuantitatif Model Bilgileri

Farklı restorasyon modelleri için kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.4’te gösterilmiştir.

Tablo 3. 4. Çalışmada kullanılan düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
İnley	521666	2049069
Onley	519388	2038700
Overlay	523634	2054613

3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Sayısal analizlerin sağlıklı yürütülebilmesi için, modeli oluşturan bileşenler arasındaki yüzey etkileşimlerinin çözücüde doğru biçimde tanımlanması gerekmektedir.

Bu çalışmada tüm temas bölgelerinde freze türü temas kullanılmıştır. Bu tanımda, bileşenlerin bağlı düğümlerinin göreceli yer değiştirme yapmadan birlikte (tam korelasyonla) hareket ettiği varsayılmıştır.

3.8. Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar analizinin çözümünde, deneysel kurgunun gereksinimlerine bağlı olarak lineer ya da nonlinear analiz yaklaşımlarından biri tercih edilir. Nonlinear analiz yöntemleri, yüksek deformasyon potansiyeline sahip elastik materyallerin incelenmesi ya da zamana bağlı değişimlerin değerlendirilmesinin amaçlandığı durumlarda tercih edilmektedir. Lineer analiz yöntemleri ise genellikle statik yüklerin uygulandığı zamana bağlı olmayan analiz senaryolarında kullanılmaktadır.⁸⁶

Bu çalışma statik lineer sonlu elemanlar stres analizi ile gerçekleştirilmiştir. Beş farklı materyalden oluşturulan inley, onley ve overley restorasyonlara dikey yükler uygulanarak, hem restorasyonlarda hem de diş dokularında oluşan von Mises gerilmeleri ile maksimum asal (tensil) gerilmeler üç boyutlu SESA ile değerlendirilmiştir. Elde edilen değerler deterministik sayısal hesaplamalara dayanıp varyans içermediği için istatistiksel analiz yapılmamıştır.⁸⁷ Kesit görselleri, düğüm bazlı gerilme değerleri ve genel gerilme dağılımları birlikte incelenerek sonuçlar yorumlanmıştır.

4. BULGULAR

Bu çalışmada alt mandibular molar dişte üç farklı restorasyon tipi ve beş farklı restorasyon materyalinden (IPS e.max CAD, Lava Ultimate, Vita Enamic, LithaCon 3y210, VarseoSmile Crown Plus) oluşan inley, onley ve overlay restorasyonlara uygulanan dikey yükler altında, hem diş dokularında hem de restorasyonlarda oluşan von Mises gerilme dağılımları ile maksimum asal gerilme değerleri değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar yöntemi ile gerçekleştirilen gerilme analizlerinde temel husus; uygun kesitlerin oluşturulması, düğüm noktalarındaki gerilme değerlerinin eksiksiz ve doğru biçimde belirlenmesi ile bu verilerin diğer örneklerle karşılaştırılarak anlamlı sonuçlara ulaşılmasıdır. Asal gerilme değerlerinin incelenmesi; kırılğan materyallerin davranışı hakkında bilgi sağlarken, von Mises kriteri ise; yapı genelinde oluşan kayma gerilmelerinin bileşke büyüklükleri konusunda değerlendirme yapma imkânı vermektedir.⁷⁰

Stres dağılımlarını ve yoğunlaşma bölgelerini belirlemek amacıyla çalışmada von Mises stres dağılım alanları değerlendirilmiştir. Sunulan görsellerde, kırmızı renkli bölgeler maksimum gerilme noktalarını, mavi tonlarına doğru ilerleyen renkler ise azalan gerilme değerlerini temsil etmektedir. Maksimum asal gerilme değerlerinin yer aldığı görsellerde kırmızı renk, en yüksek çekme tipi gerilmenin gözlendiği alanları göstermekte olup, bu değerler pozitif olarak belirlenmiştir. Tüm gerilme değerleri N/mm² (MPa) cinsinden hesaplanmıştır. Bulgular tablolar ve görsellerle desteklenmiş; kesit görünümüleri, düğüm noktalarındaki stres değerleri ve dağılımları dikkate alınarak yorumlanmıştır.

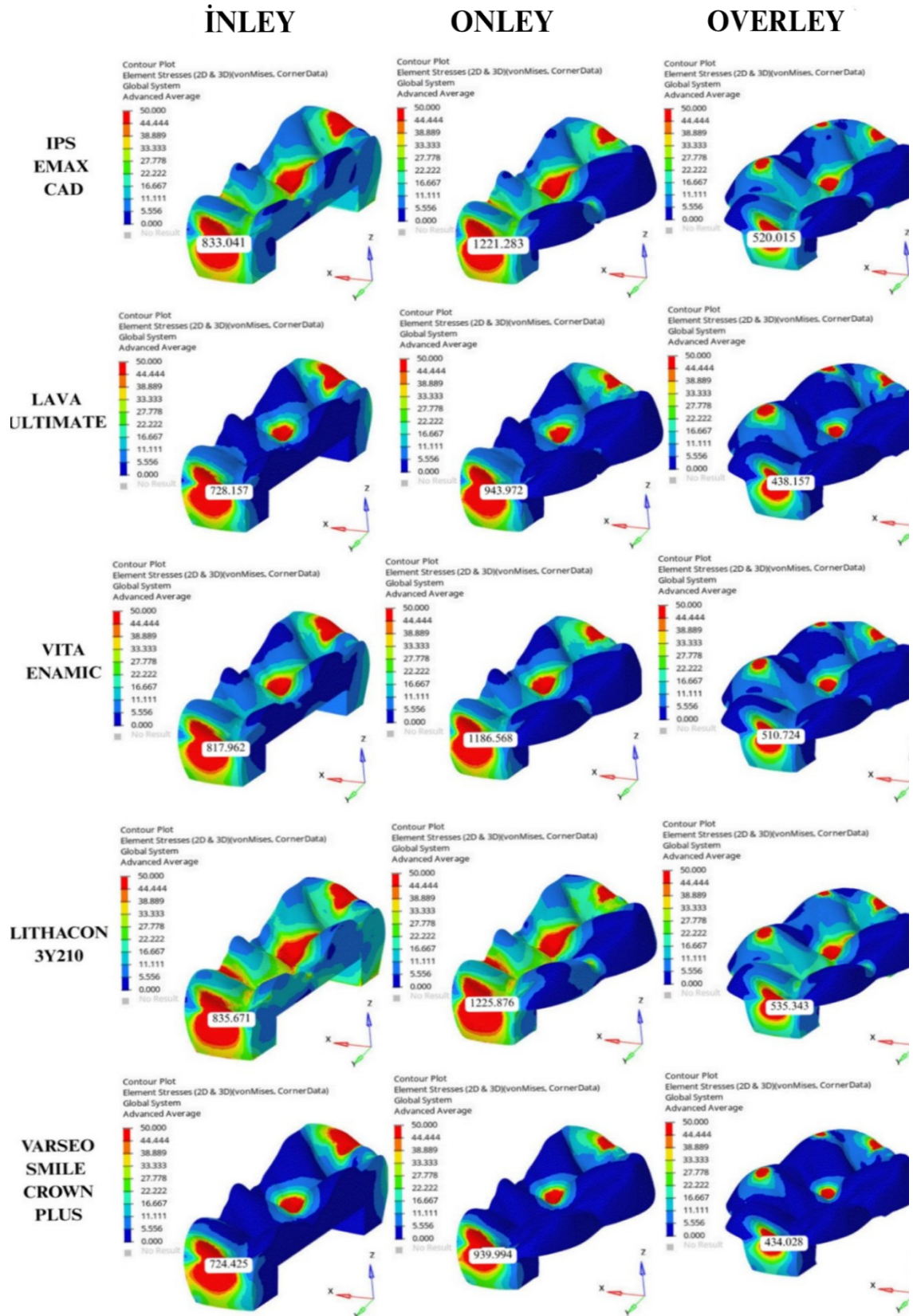
4.1. Restorasyonlarda Oluşan von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi

Farklı materyallerden hazırlanan değişik restorasyonlarda oluşan von Mises stres değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Von Mises stres değerleri; en fazla (1225,86 MPa) LithaCon 3y210’ dan hazırlanan onley restorasyonlarda, en az (434,03 MPa) VarseoSmile crown plus’ dan hazırlanan overley restorasyonlarda belirlenmiştir.

Tablo 4. 1 Restorasyonlarda oluşan von Mises stres değerleri

	İNLEY	ONLEY	OVERLEY
Ips e.max CAD	833,04 MPa	1221,28 MPa	520,01 MPa
Lava Ultimate	728,15 MPa	943,97 MPa	438,15 MPa
Vita Enamic	817,96 MPa	1186,56 MPa	510,72 MPa
LithaCon 3y210	835,67 MPa	1225,88 MPa	535,34 MPa
VarseoSmile crown plus	724,42 MPa	939,99 MPa	434,03 MPa

Dikey yönde uygulanan kuvvet sonucunda farklı materyallerden hazırlanan restorasyonlarda oluşan von Mises streslerin dağılımları Şekil 4.1’ de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Farklı restorasyonlarda oluşan von Mises streslerin dağılımı

İnley, onley ve overley restorasyonlarda oluşan von Mises streslerin dağılımları incelendiğinde; tüm modellerde en fazla gerilme birikimlerinin oklüzal yük uygulanan noktalarda, retansiyon kavitelerinde ve basamak bölgelerinde ortaya çıktığı görülmüştür. Üç farklı restorasyon tipinde de en yüksek von Mises stres değerleri LithaCon 3y210 materyali kullanılarak tasarlanan restorasyonlarda belirlenmiştir. Üç restorasyonda da von Mises stres değerlerinin sıralaması aynı olup; büyükten küçüğe doğru LithaCon 3y210, IPS e.max CAD, Vita Enamic, Lava Ultimate, VarseoSmile Crown Plus şeklindedir. Onley restorasyonlarda diğer modellerden daha fazla von Mises stres değerleri elde edilmiştir (Şekil 4.1).

4.2. Restorasyonlarda Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

Farklı materyallerden hazırlanan değişik restorasyonlarda oluşan maksimum asal gerilme değerleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

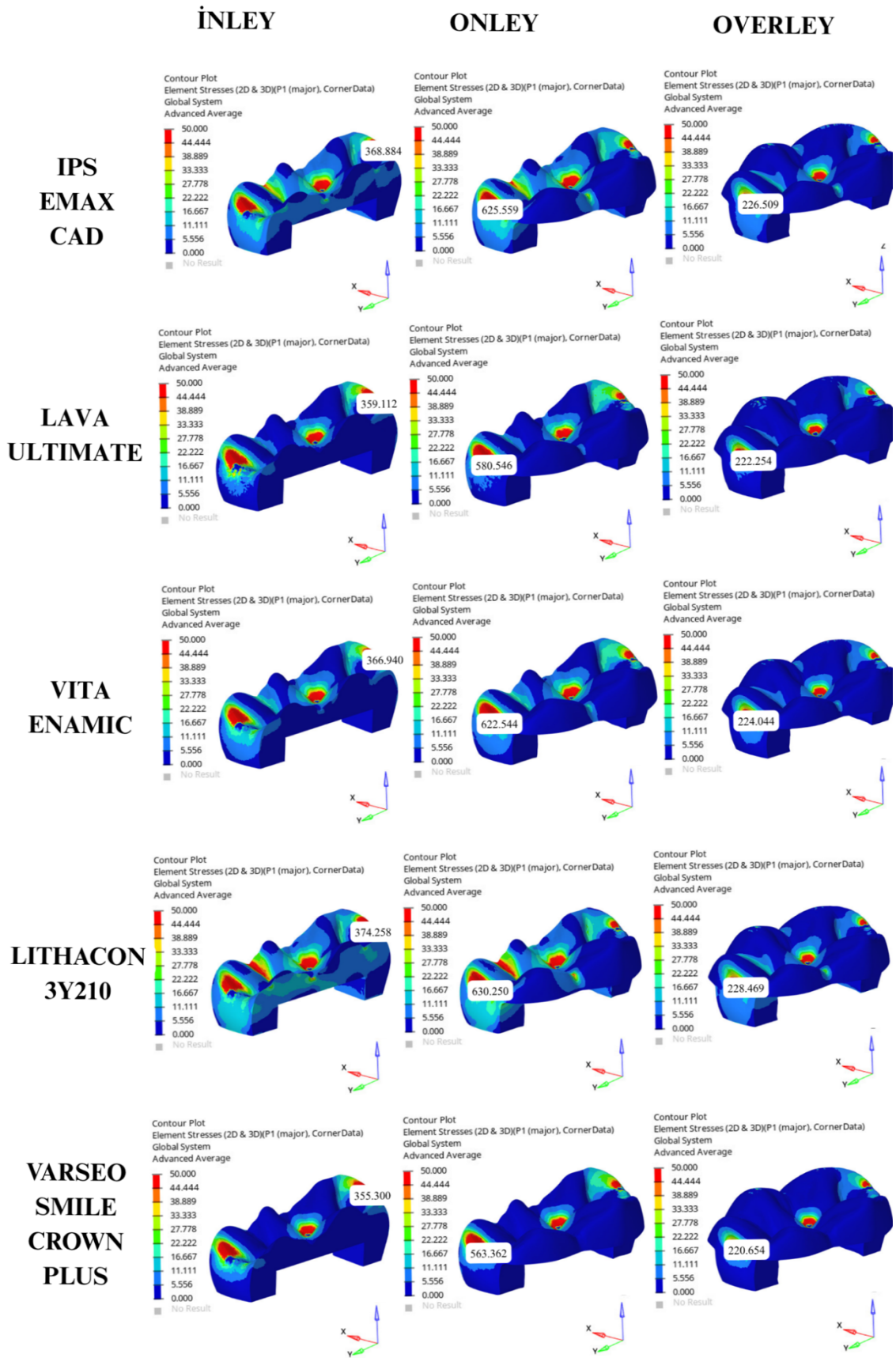
Tablo 4.2 Restorasyonlarda oluşan maksimum asal gerilme değerleri

	İNLEY	ONLEY	OVERLEY
Ips e.max CAD	368,85 MPa	625,55 MPa	226,50 MPa
Lava Ultimate	359,11 MPa	580,54 MPa	222,25 MPa
Vita Enamic	366,94 MPa	622,54 MPa	224,04 MPa
LithaCon 3y210	374,25 MPa	630,25 MPa	228,46 MPa
VarseoSmile crown plus	355,30 MPa	563,36 MPa	220,85 MPa

Farklı restorasyonlarda oluşan maksimum asal gerilme değerleri en fazla (630,25 MPa) LithaCon 3y210' dan hazırlanan onley restorasyonlarda, en az (220,85 MPa) VarseoSmile crown plus' dan hazırlanan overley restorasyonlarda belirlenmiştir.

Dikey yönde uygulanan kuvvetler sonucunda farklı materyallerden hazırlanan değişik restorasyonlarda oluşan maksimum asal gerilme değerleri şekil 4.2' de gösterilmiştir.





Şekil 4.2. Farklı restorasyonlarda oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

Şekiller incelendiğinde; en yüksek maksimum asal gerilme değerlerinin ortak olarak oklüzal yük temaslarında, retansiyon kavitesinin pulpa odası tabanına komşu duvarında ve basamak oturma bölgelerinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. En fazla maksimum asal gerilme değerleri onley restorasyonlarda, en düşük ise overley restorasyonlarda saptanmıştır. Onley restorasyonlarda tüm materyallerde, maksimum asal gerilme değerlerinin daha fazla olduğu görülmüştür. Gruplar karşılaştırıldığında; en yüksek maksimum asal gerilme değerleri LithaCon 3y210’ da, en düşük değerler VarseoSmile Crown Plus’ta saptanmıştır. Ayrıca, bütün gruplarda oklüzal bölgede oluşan yüksek streslerin benzer anatomik alanlarda yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4.2).

4.3. Minede Oluşan von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi

Dikey yönde uygulanan kuvvetler sonucunda farklı materyallerden hazırlanan değişik restorasyonların minede oluşturdıkları von Mises stres değerleri Tablo 4.3’ te gösterilmiştir.

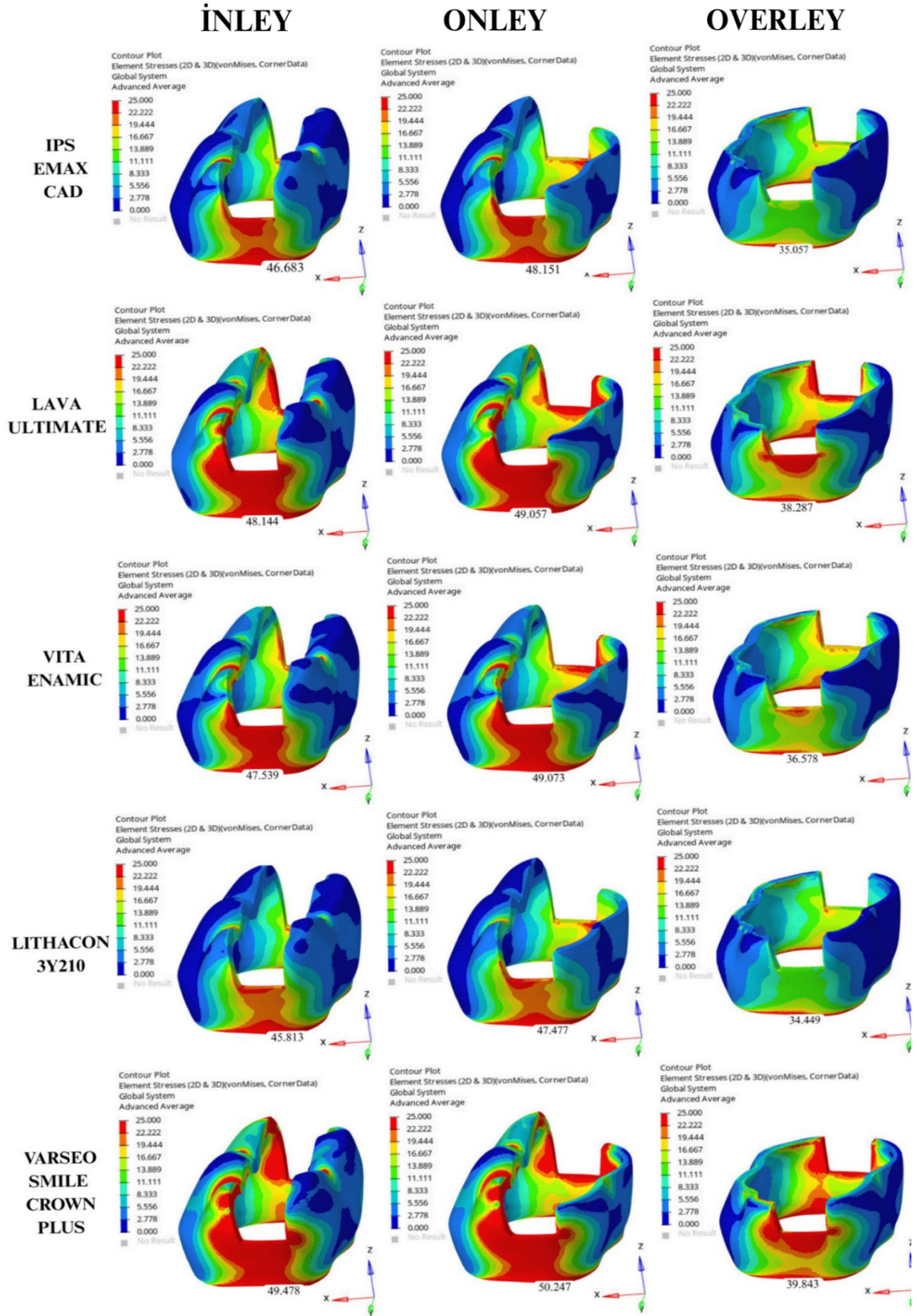
Tablo 4.3. Restorasyonların minede oluşturdıkları von Mises stres değerleri

	İNLEY	ONLEY	OVERLEY
Ips e.max CAD	46,68 MPa	48,15 MPa	35,05 MPa
Lava Ultimate	48,14 MPa	49,06 MPa	38,28 MPa
Vita Enamic	47,54 MPa	49,07 MPa	36,57 MPa
LithaCon 3y210	45,81 MPa	47,47 MPa	34,45 MPa
VarseoSmile crown plus	49,48 MPa	50,24 MPa	39,84 MPa

Minede oluşan von Mises stres değerleri en fazla (50,24 MPa) VarseoSmile crown plus dan hazırlanan onley restorasyonlarda, en az (34,45 MPa) LithaCon 3y210' dan hazırlanan overley restorasyonlarda belirlenmiştir.

Dikey yönde uygulanan kuvvetler sonucunda farklı materyallerden hazırlanan değişik restorasyonların minede oluşturdukları von Mises stresler şekil 4.3' te gösterilmiştir.





Şekil 4.3. Restorasyonların minede oluşturdıkları von Mises streslerin dağılımı

Minede oluşan von Mises stres değerleri tüm gruplarda değerlendirildiğinde; mine dokusundaki streslerin benzer bölgelerde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Ancak VarseoSmile Crown Plus kullanılan modellerde, diğer materyallere kıyasla stresin iletildiği mine alanının daha geniş olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca onley restorasyonlarda diğer tasarımlara göre daha yüksek von Mises stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.3).

4.4. Minede Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

Dikey yönde uygulanan kuvvetler sonucunda değişik materyallerden hazırlanan değişik restorasyonların minede oluşturdıkları maksimum asal gerilme değerleri Tablo 4.4' te gösterilmiştir.

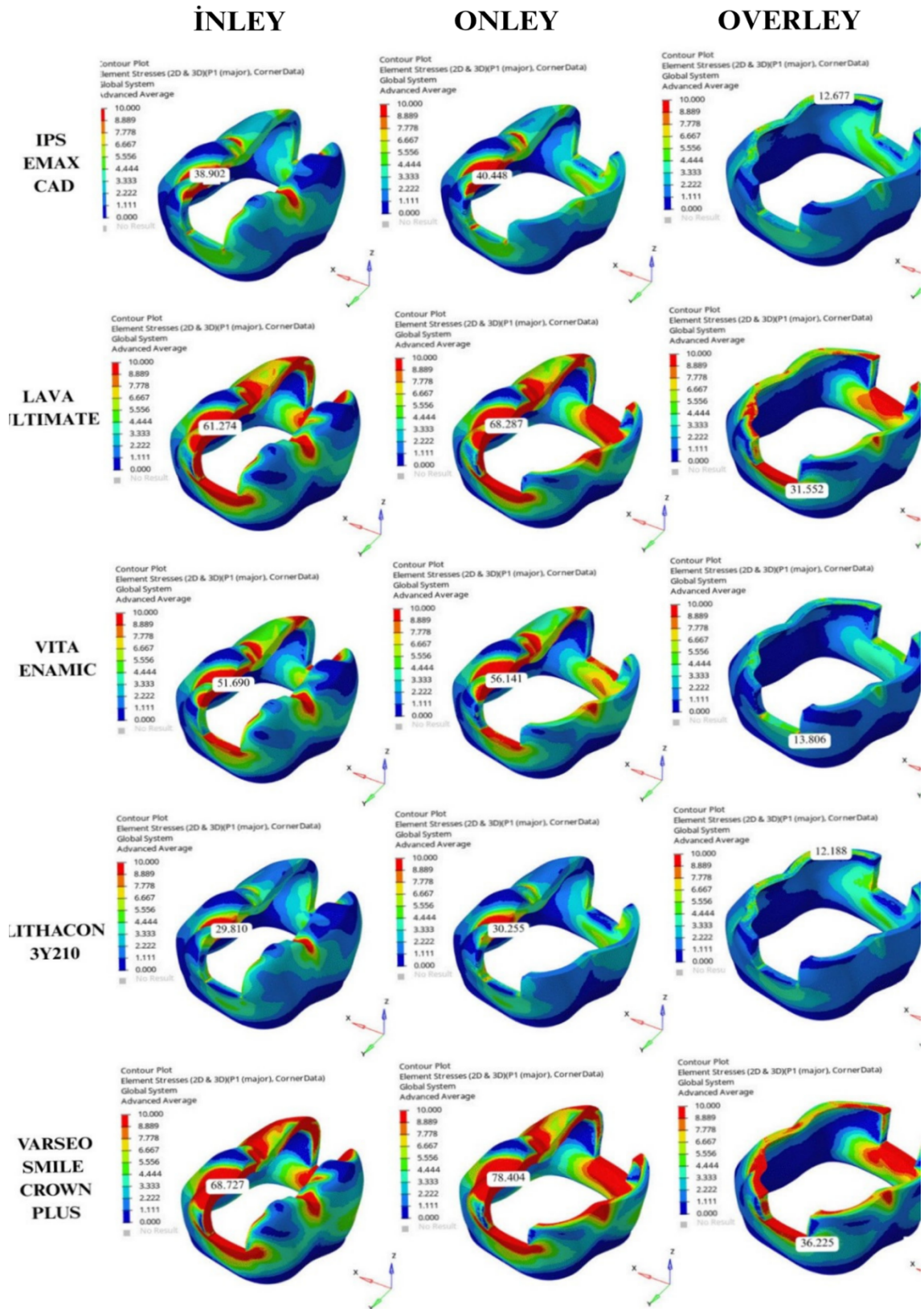
Tablo 4.4. Minede oluşan maksimum asal gerilme değerleri

	İNLEY	ONLEY	OVERLEY
Ips e.max CAD	38,90 MPa	40,45 MPa	12,68 MPa
Lava Ultimate	61,27 MPa	68,29 MPa	31,56 MPa
Vita Enamic	51,69 MPa	56,14 MPa	13,81 MPa
LithaCon 3y210	29,81 MPa	30,26 MPa	12,19 MPa
VarseoSmile crown plus	68,73 MPa	78,40 MPa	36,23 MPa

Minede oluşan maksimum asal gerilme değerleri en fazla (78,40 MPa) VarseoSmile crown plus dan hazırlanan onley restorasyonlarda, en az (12,19 MPa) LithaCon 3y210' dan hazırlanan overley restorasyonlarda belirlenmiştir.

Minede oluşan maksimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde; VarseoSmile Crown Plus kullanılan modellerde, diğer materyal gruplarına kıyasla mineye aktarılan asal gerilmelerin daha geniş bir alana yayıldığı gözlemlenmiştir. Onley restorasyonlarda maksimum asal gerilme düzeylerinin daha yüksek olduğu saptanmıştır. Buna karşılık, overley tasarlanan tüm örneklerde, mine üzerinde oluşan yüksek gerilme alanlarının diğer restorasyon tiplerine göre daha dar bir bölgede toplandığı belirlenmiştir (şekil 4.4).





Şekil 4.4. Minde oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.5. Dentinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi

Farklı materyallerden hazırlanan değişik restorasyonların dikey yönde uygulanan kuvvetler sonucunda dentinde oluşturdıkları von Mises stres değerleri Tablo 4.5' te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Dentinde oluşan von Mises stres değerleri

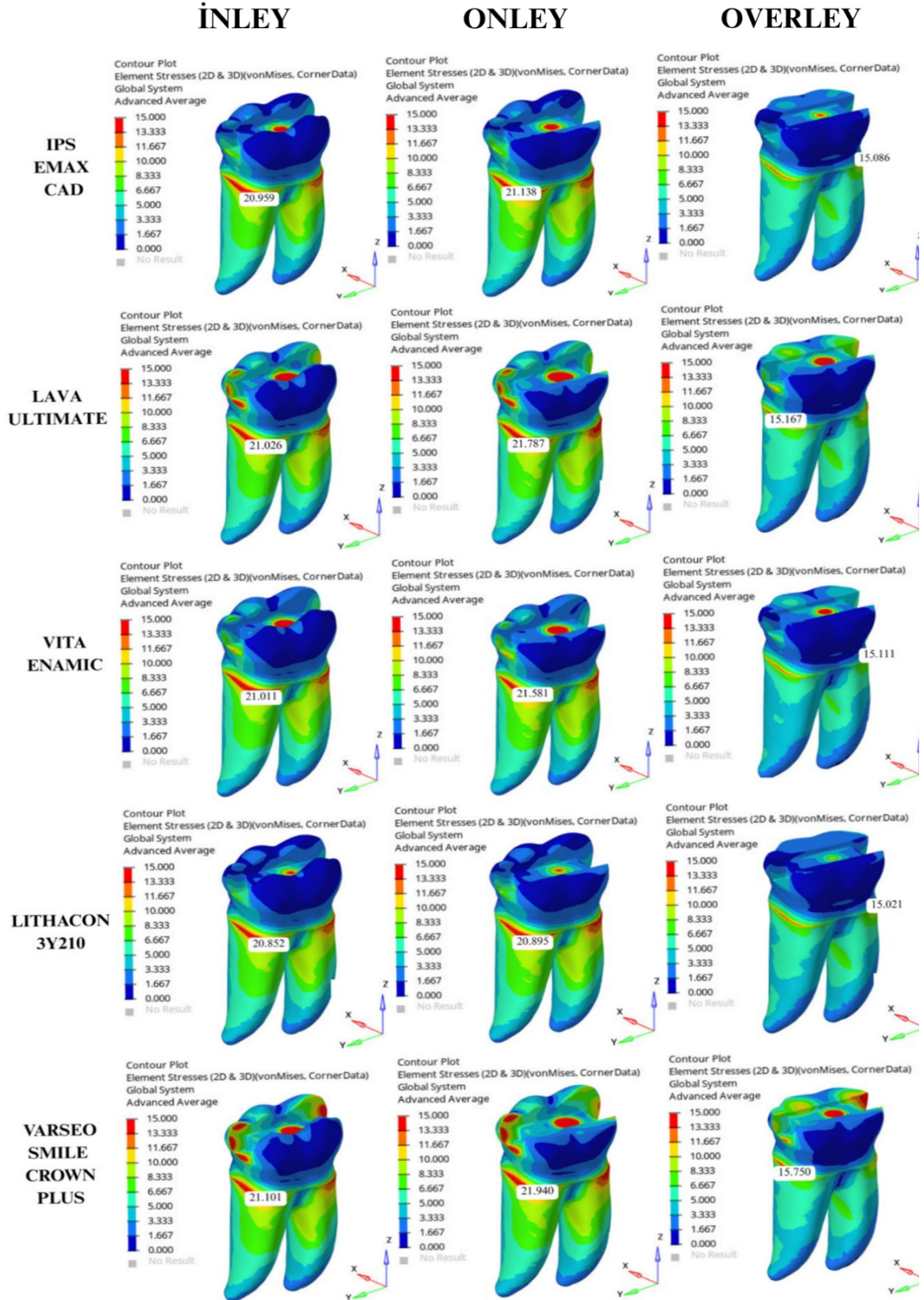
	İNLEY	ONLEY	OVERLEY
Ips e.max CAD	20,96 MPa	21,14 MPa	15,09 MPa
Lava Ultimate	21,03 MPa	21,79 MPa	15,17 MPa
Vita Enamic	21,01 MPa	21,58 MPa	15,11 MPa
LithaCon 3y210	20,85 MPa	20,90 MPa	15,02 MPa
VarseoSmile crown plus	21,10 MPa	21,94 MPa	15,75 MPa

Dikey yönde uygulanan kuvvetler sonucunda dentinde oluşan von Mises stres değerleri en fazla (21,94 MPa) VarseoSmile crown plus materyalinden hazırlanan onley restorasyonlarda, en az (15,02 MPa) LithaCon 3y210 materyalinden hazırlanan overley restorasyonlarda saptanmıştır.

Dikey yönde uygulanan kuvvetler altında dentinde oluşan von Mises gerilmeler değerlendirildiğinde; tüm materyal ve restorasyon tiplerinde birbirine yakın değerler belirlenmiştir. Dentin yapısında özellikle pulpa odasına bakan duvarda oklüzal yükleme noktasında stres yoğunlaşmaları gözlenirken, VarseoSmile Crown Plus restorasyonlarda basamak ve kavitede de stres alanları gözlenmiştir. Her üç restorasyon tipinde de en

büyük von Mises stres değerleri VarseoSmile Crown Plus modellemelerinde gözlenirken, en düşük sayısal değerler LithaCon 3y210 ile oluşturulan örneklemelerde tespit edilmiştir.





Şekil 4.5. Dentinde oluşan von Mises streslerin dağılımı

4.6. Dentinde Oluşan Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

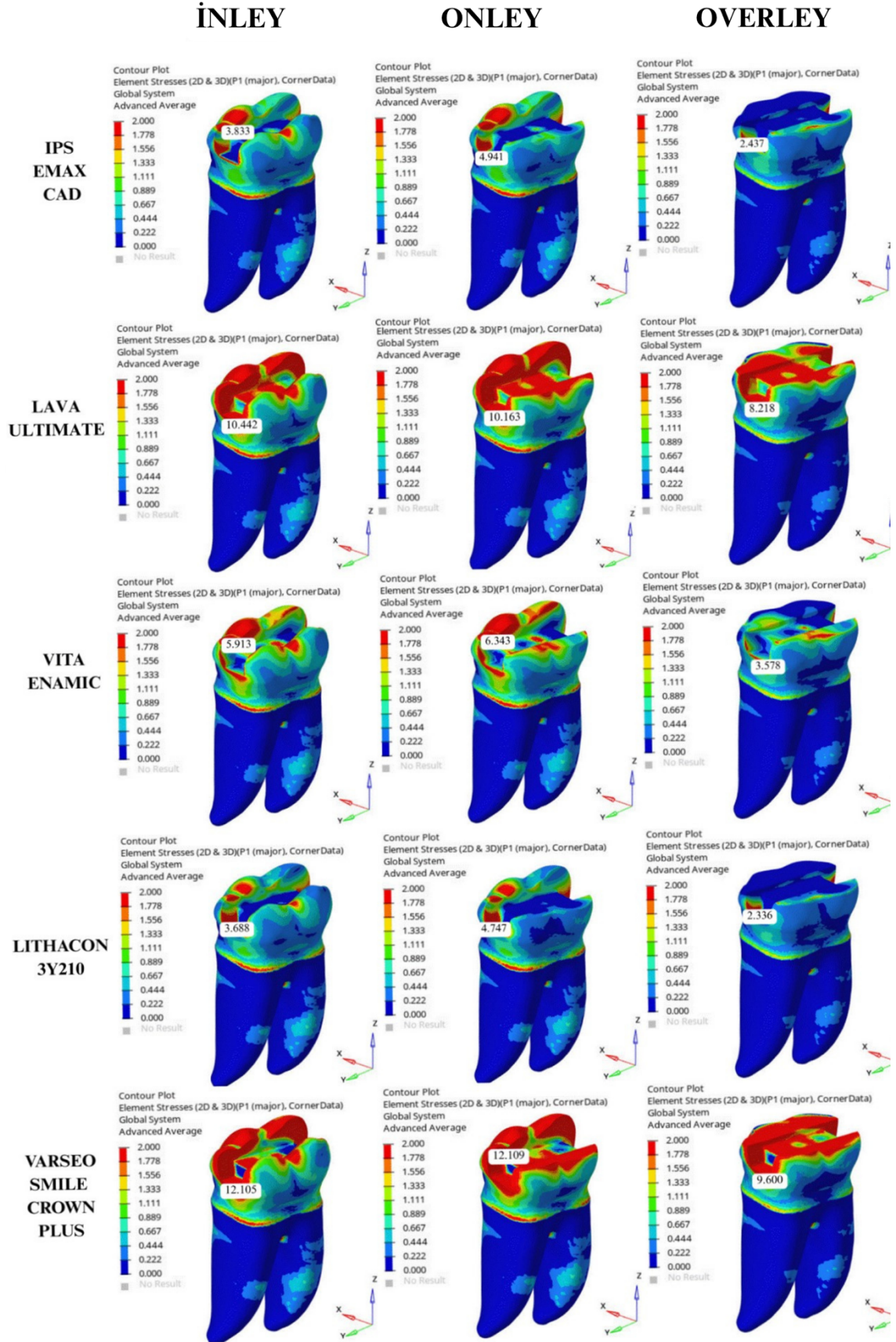
Dikey yönde uygulanan kuvvetler sonucunda farklı materyallerden hazırlanan değişik restorasyonların dentinde oluşturdıkları maksimum asal gerilme değerleri Tablo 4.6'da gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Dentinde oluşan maksimum asal gerilme değerleri

	İNLEY	ONLEY	OVERLEY
Ips e.max CAD	3,83 MPa	4,94 MPa	2,44 MPa
Lava Ultimate	10,14 MPa	10,16 MPa	8,22 MPa
Vita Enamic	5,91 MPa	6,34 MPa	3,58 MPa
LithaCon 3Y210	3,69 MPa	4,75 MPa	2,34 MPa
VarseoSmile crown plus	12,11 MPa	12,11 MPa	9,60 MPa

Dikey yönde uygulanan kuvvetler sonucunda dentinde oluşan von Mises stres değerleri en fazla (12,11 MPa) VarseoSmile crown plus materyalinden hazırlanan inley ile onley restorasyonlarda, en az (2,34 MPa) LithaCon 3y210 materyalinden hazırlanan overley restorasyonlarda saptanmıştır.

Dentinde oluşan en büyük asal gerilmeler, tüm gruplarda marjinal kenar ve kavite alanlarında yoğunlaşma eğilimi göstermiştir. En büyük maksimum asal gerilme değeri VarseoSmile Crown Plus ile restore edilen onley gruplarının dentininde, genel olarak diğer modellemelerden daha fazla olarak gözlenmiştir (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Dentinde oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

5. TARTIŞMA

Tez çalışması, farklı ve güncel materyaller ile elde edilen inley, onley, overley kuronların oluşturdıkları streslerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirerek bu materyallerin klinik uygulamalardaki etkinliğinin anlaşılmasına katkıda bulunmak amacıyla yapılmıştır. Değişik materyallar ve restorasyon tipleri arasında hem minede, hem de dentinde farklı stresler oluştuğu belirlendiğinden H0 hipotezi reddedilmiştir.

Artan estetik beklentilerle birlikte, inley/onley/overley gibi parsiyel restorasyonların üretiminde seramik altyapılar giderek daha fazla tercih edilmektedir. Ancak estetik avantajın kalıcı bir klinik başarıya dönüşebilmesi için, bu materyallerden üretilen restorasyonların yeterli mekanik ve fiziksel performansı da karşılaması gerekmektedir.⁸⁷ Restore edilen dişin uzun süre sağkalımı, yalnızca seçilen materyale değil, aynı zamanda kalan sağlıklı diş dokusunun miktarına ve kayıp yapının yerine uygulanan restorasyonun etkinliğine de bağlıdır.⁸⁸ Geleneksel tam kuronlarla karşılaştırıldığında onley, overley ve endokron restorasyonların mekanik, fonksiyonel ve estetik açıdan benzer düzeyde performans sergilediği, ayrıca dişin bütünlüğünü daha iyi koruduğu belirtilmiştir.⁸⁹

Corsentino ve ark.⁹⁰ tarafından mezial ve distal marjinal sırtı kaybolmuş dişlerde uzun süreli fonksiyonel ve estetik başarının sağlanabilmesi için indirekt restorasyonların tercih edilmesinin uygun olacağı belirtilmiştir. Alshiddi ve Aljinbaz,⁹¹ endodontik tedavi görmüş dişlerde uygulanan indirekt kompozit inley ve onley restorasyonları çalışmalarında karşılaştırmışlar, inleylerdeki kırıkların onleyle göre daha şiddetli ve çoğunlukla onarılmasının imkansız olduğunu belirtmişlerdir. Bu bulgular, kavite preparasyon tasarımının indirekt restorasyonların mekanik başarısında belirleyici olduğunu ve vakaya özgü planlama gerektirdiğini göstermektedir. Bu nedenle tez çalışmasında üç farklı kavite tipi kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalar sonucunda, inley preparasyonunda sabit bir kuralın olmadığı ortaya konulmuştur. Bu nedenle, uygulanacak materyale uygun olarak üretici firmanın yönergelerinin dikkate alınması önemlidir. Kavite, yeterli restoratif kalınlığı sağlayacak ve kırılma riskini minimize edecek şekilde şekillendirilmelidir. Seramik inleyler için santral fossa derinliği 2,0 mm'den az olmamalı, kompozit inleylerde ise bu değer en az 1,5 mm olmalıdır.⁹²

Literatürde, karmaşık preparasyon tasarımlarında keskin iç köşe/çizgi açılarına daha sık rastlanıldığı; bunun da stres birikimine yol açarak restorasyonların kırılma direncini olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir. Bu nedenle, tutucu kavite tasarımları yerine daha konservatif, düz yüzeyli ve iç açıları yuvarlatılmış bir preparasyonun, restorasyonların kırılma direncini artırdığı ve ağızda kalma süresini uzattığı kabul edilmektedir.⁹³ Bu çalışmada, inley kavite derinliği santral fossa bölgesinde 2,0 mm olarak belirlenmiş; onley ve overley preparasyonlarında ise ek olarak ilgili tüberkül bölgelerinde 2,0 mm' lik bir redüksiyon yapılmıştır.

Literatürde pulpa odası iç duvar eğiminin yaklaşık 5-8° olması önerilmektedir.⁹⁴ Bu çalışmada, söz konusu duvarlar 6° eğimle tasarlanmıştır. Daha önce yapılan çalışmalarda, MOD kavitelerde hazırlanan inleylerin mekanik tutuculuğunun, MO ya da DO kavitelerdeki inleyle göre daha üstün olduğu saptanmıştır.⁹⁴ Bu çalışmanın klinik gerçekliği yüksek olsun ve bulgular gelecek araştırmalara uyarlanabilsin diye, kavite preparasyonu sırasında literatürde vurgulanan kriterler özenle uygulanmıştır. Tez çalışmasında klinikte sık görülen mezial ve distal ara yüz çürüklerinin gingival sınıra kadar ilerlediği durumları taklit etmek amacıyla Sınıf II (MOD) preparasyon tercih edilmiştir.

Ho ve ark.⁷⁸ tarafından sementin ince bir tabakaya sahip olması ve elastik modülünün dentin ile eşdeğer kabul edilmesi sebebiyle SESA çalışmalarında bu dokunun modellenmesinin gerekli olmadığı ifade edilmiştir. Bu nedenle, tez çalışmasında sement tabakası dentinin bir uzantısı olarak ele alınmış ve ayrı bir kalınlık olarak modellere dâhil edilmemiştir.

Stres dağılımlarının karşılaştırıldığı birçok çalışmada, analiz edilen yapıların homojen ve izotropik olduğu varsayılmış ve bu yaklaşımın elde edilen sonuçlar üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir.^{76,95,96} Bu doğrultuda, tez çalışmasında kullanılan modellerdeki tüm yapılar homojen, izotropik ve elastik özelliklere sahip kabul edilmiştir.

Literatürde, onley/overley restorasyonlarda lityum disilikat seramikler, rezin kompozitler ve hibrit seramikler dâhil çeşitli materyallerle başarılı klinik sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir.⁸⁹ Ancak “en uygun” restoratif materyal konusunda farklı görüşler bulunmaktadır. Kısa ve uzun dönem klinik çalışmalar ile *in vitro* araştırmalar bir arada değerlendirildiğinde bulgular tutarlı değildir. Klinik koşullar için en ideal seçenek konusunda henüz görüş birliğine varılamamıştır.⁹⁷

Bu nedenle tez çalışmasında farklı gruplara ait seramikler ve kompozit içerikli materyaller kullanılmıştır.

İnley restorasyonlarda en yaygın tercih edilen CAD/CAM materyalleri, seramikler ve polimer bazlı kompozitlerdir. Lityum disilikat seramik bloklar; yüksek kırılma direnci, düşük aşınma oranı, yüksek eğilme dayanımı, estetik uyumu ve translusent özellikleri sayesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Dağınık dolduruculu kompozit rezin bloklar (Lava Ultimate; 3M ESPE) ile polimer infiltre seramik ağ yapısına sahip materyaller (Enamic; VITA Zahnfabrik) ise yüksek basınç ve sıcaklık altında polimerize edilmektedir. Düşük elastik modülü dentine yakın olan bu kompozit rezin bloklar, kolay

işlenebilme ve kırılmaya karşı iyi mekanik özellik göstermektedir. Ayrıca bu restoratif materyallerin, mekanik, kimyasal ve işlenebilirlik gibi özellikleri bakımından belirgin farklılıkları bulunmaktadır.^{31,98}

Seramik materyaller kırılğan bir yapıya sahip olsalar da, kompozitlere kıyasla daha yüksek sertlikleri sayesinde aşınmaya karşı üstün direnç göstermektedir.⁹⁹ Doğal diş dokusuna yakın elastik modüle sahip hibrit seramikler, kompozit rezinler ile dental seramiklerin avantajlarını bir arada sunmaktadır.¹⁰⁰

Kompozit içerikli hibrit seramiklerin geliştirilmesiyle birlikte, sabit parsiyel restorasyonlarda yalnızca üstün estetik değil, aynı zamanda doğal diş yapısına yakın fiziksel özelliklerin de elde edilmesi hedeflenmiştir.^{101,102}

Hidaka ve ark.¹⁰³ tarafından molar bölgede maksimum ısırma kuvvetinin 600–800 N arasında olduğu belirtilirken; Gibbs ve ark.¹⁰⁴ yutma sırasında bu kuvvetin yaklaşık 300 N civarında olduğunu ifade etmişlerdir.

Yoon ve ark.¹⁰⁵ çalışmalarında 300 N' luk oklüzal kuvvet altında mandibular birinci molar dişlerde farklı post yerleşimlerinin stres dağılımına etkisini SESA yöntemiyle incelemişlerdir.

Dartora ve ark.¹⁰⁶ farklı CAD/CAM materyalleriyle üretilmiş endokron restorasyonların, kök kanal tedavili alt molar dişlerde 300 N yükleme altında oluşturduğu stres dağılımını SESA yöntemiyle karşılaştırmışlardır. Posterior bölge restorasyonlarının bu kuvvetleri tolere edebilecek dayanıklılıkta olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu doğrultuda, tez çalışmasında ağız içi oklüzal ortamın simülasyonu ve geniş temas alanlarının oluşturulması amacıyla çok noktalı yükleme oluşturulmuş ve toplam 300 N kuvvet uygulanmıştır.

Onley ve parsiyel veneer kuron restorasyonlarında metal alaşımları, kompozit rezinler ve cam seramikler yaygın olarak kullanılan materyallerdir. CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar (IPS e.max CAD) geliştirilmiştir. Lityum disilikat cam seramikler, mekanik dayanıklılıklarının yanı sıra estetik özellikleri ve biyouyumlulukları ile öne çıkmaktadır. Araştırmalarda, bu materyallerin onley restorasyonlarda yeterli fonksiyon ve estetik sağladığı, iyi marjinal uyum gösterdiği ve tedavi edilen dişler açısından güvenilir bir seçenek olduğu ortaya konulmuştur.¹⁰⁷

IPS e.max CAD tipi lityum disilikat materyali, estetik beklentilerin yoğun olduğu ön bölge restorasyonlarında yaygın biçimde kullanılmaktadır. Mekanik özellikleri sayesinde stresi etkin şekilde dağıtarak mikro çatlak oluşma ihtimalini düşürür. Hofsteenge ve ark.¹⁰⁸ bu materyalin dengeli biyomekanik performans gösterdiğini ve hem estetik hem de fonksiyonel açıdan ideal olduğunu belirtmişlerdir. Seramikler, 160-450 MPa aralığında kırılma direnci, yüksek elastikiyet modülü, uzun dönem hayatta kalma oranı ve düşük aşınma potansiyeline sahiptir. Üretim tekniğinden bağımsız olarak, cam-seramik inley ve onley restorasyonların yüksek sağkalım oranı ile güvenilir tedavi seçenekleri oldukları ortaya konulmuştur.¹⁰⁹

2020 yılında yayımlanan ve 29 çalışmayı kapsayan bir meta-analizde, onley restorasyonlarda seramik, hibrit seramik ve kompozit materyallerin başarı/sağkalım performansı karşılaştırılmıştır. 24-180 ay aralığındaki takiplerde, kompozit onleylerin sağkalımı yaklaşık %90, hibrit seramiklerin %99, lityum disilikat seramiklerin ise %98 olduğu rapor edilmiştir.⁹⁷

Morimoto ve ark.¹¹⁰ tarafından gerçekleştirilen sistematik derlemede, seramik onley restorasyonların kompozit onley restorasyonlardan daha üstün klinik sonuçlar verdiği belirlenmiştir. İnley restorasyonlarda zirkonya kullanımının güvenilirliği hem

linik hem de laboratuvar bulgularıyla doğrulanmıştır.¹¹¹ Bu çalışmada kullanılan zirkonya içerikli LithaCon 3y210 materyali ile elde edilen sonuçlar da bunu kanıtlar niteliktedir.

Yamanel ve ark.,¹¹² iki farklı kompozit ve iki değişik seramik inley/onley restorasyonda 200 N yük altında von Mises stresleri değerlendirmişler, seramiklerdeki von Mises stres değerlerinin daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Benzer biçimde, bu çalışmada da 300 N yükleme altında seramik inleylerde (833,04 MPa), kompozit içerikli seramik inleylerden daha yüksek (728,16 MPa) von Mises stres değerleri gözlemlenmiştir.

Bazı araştırmalarda, daha düşük elastisite modülüne sahip materyallerin daha kolay işlenebildiği ve daha iyi mekanik performans sunduğu belirtilmiştir.¹¹³⁻¹¹⁵ Düşük sertlik ve elastisite modülü, frezeleme sırasında daha fazla materyalin uzaklaştırılmasına yol açmaktadır.¹¹⁶ Bu nedenle tez çalışmasında elastik modül değerleri farklı olan beş farklı materyal (lityum disilikat esaslı cam seramik (IPS e.max CAD), kompozit rezin (Lava Ultimate), hibrit seramik (Vita Enamic), zirkonya esaslı (LithaCon 3y210) ve kompozit rezin (VarseoSmile Crown Plus)) değerlendirilmiştir.

Bir materyalin elastisite modülü yükseldikçe, gerilmeler daha çok materyalin kendi bünyesinde toplanır ve buna paralel olarak alt katmanlara aktarılan stres azalır. Dolayısıyla restorasyonlu dişlerde, restoratif materyalin elastik modülünün yüksek olması, dental dokulara iletilen gerilmeyi düşürür.^{117,118}

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiziyle dört farklı kuronal restoratif materyalin değerlendirildiği bir çalışmada; elastisite modülü bakımından sıralama zirkonya > altın > lösit > kompozit olarak bildirilmiştir. Bu materyallerin altındaki dentin dokusunda gözlenen streslerin büyüklükleri ise ters yönde seyretmiş, en yüksek değerler

kompozitte, en düşük değerler ise zirkonyada elde edilmiş, elastisite modülü arttıķa dentinde oluşan streslerin azaldığı saptanmıştır.¹¹⁹ Bu çalışmaya paralel olarak tez çalışmasında da en yüksek değer (1225,88 MPa) zirkonya içerikli (LithaCon 3y210), en düşük değer (434,03 MPa) kompozit içerikli materyalde (VarseoSmile Crown Plus) tespit edilmiştir.

Üç boyutlu baskı yöntemiyle üretilen hibrit kompozit materyaller, hızlı ve etkin üretim süreçleri sayesinde diş hekimliğinde uygulanan restorasyonlarda yeni bir alternatif haline gelmiştir. Üç boyutlu baskı teknolojisi, düşük malzeme tüketimi ile diş morfolojisine yüksek hassasiyetle uyum sağlayan kişiselleştirilmiş restorasyonların üretimine olanak sağlamaktadır.¹²⁰

şahin ve ark.,¹²¹ kompozit rezin materyallerin mekanik performansını, eklemeli ve eksiltmeli üretim teknikleri açısından değerlendirmişlerdir. alışmalarında eksiltmeli üretimle; Vita Enamic, Cerasmart ve Lava Ultimate, eklemeli üretimle; Varseo Smile Crown Plus, Saremco Print Crowntec ve Formlabs 3B Permanent Crown olmak üzere toplam altı farklı kompozit rezinden örnekler hazırlamışlardır. Tüm kompozit rezinlerin tek üyeli sabit restorasyonlar için yeterli eğilme dayanımı gösterdiğini, VarseoSmile Crown Plus'ın düşük eğilme dayanımı nedeniyle inley, onley, veneer ve tek ye anterior restorasyonlar için uygun olmakla birlikte, posterior restorasyonlarda kullanımlarının uygun olmadığını belirtmişlerdir.

Dental kullanım için geliştirilen üç boyutlu baskı rezinleri arasında BEGO VarseoSmile Crown Plus, Permanent Bridge Saremco ve Nexdent C&B MFH yer almakta olup, bu materyallerin daimi restorasyonlarda kullanılabileceği ifade edilmiştir.¹²² Mevcut literatürde bu rezinlere ilişkin çalışmalar sınırlı olup. BEGO firması VarseoSmile Crown Plus'ı daimi tek kuron, inley ve onleylerin üç boyutlu olarak hazırlanması için üretilmiş ilk hibrit materyal olarak tanıtımıştır.¹²³

Grzebieluch ve ark.¹²⁴ yaptıkları çalışmada, VarseoSmile Crown Plus'ın bükülme dayanımının tek üyeli sert doku restorasyonları için yeterli olduğunu saptamışlardır. Araştırmada ayrıca, frezeleme tekniğiyle üretilmiş rezin kompozitler (GaudioBlocks [GR], Brilliant Crios [CR], Enamic [EN]) ile üç boyutlu üretim rezin kompoziti VarseoSmile Crown Plus (VSC), mekanik performans, fraktografik yapı, mikro yapı, doku ve fraktal boyut analizleri yönünden karşılaştırılmıştır. Polimer infiltre seramikler ile üç boyutlu teknikle hazırlanan rezin materyallerin mekanik özellikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunduğu belirlenmiştir. Düşük dolgu içeriği nedeniyle üç boyutlu teknikle üretilen materyallerin bükülme modülü en düşük değer olarak belirlenmiş, ancak tüm materyallerin bükülme dayanımının tek üye restorasyonlar için yeterli olduğu sonucuna varılmıştır.¹²⁴

Seramik stereolitografinin geliştirilmesi, seramik yapıların yanı sıra tam seramik protezlerin eklemeli üretiminde de önemli bir teknolojik gelişme sağlamıştır. Bununla birlikte, üç boyutlu baskıyla elde edilen tam seramik protezlerin baskı sonrası sinterlenmiş parçalar dâhil mikroyapılarının rutin kullanılan materyallerin estetik ve mekanik performansına uyarlanarak klinikte güvenle kullanılabilmesi için çeşitli teknik engellerin aşılması gerekmektedir.¹²⁵ Bu çalışmada yapılan sonlu elemanlar stres analizi, üç boyutlu üretim tekniğinde kullanılan kompozit olan VarseoSmile Crown Plus'ın biyomekanik yükleme koşulları altında önemli sınırlamalar sergilediğini göstermiştir. Özellikle, kritik alanlarda stresler yoğunlaşmıştır.

Yamanel ve ark.¹¹² zirkonya ve lityum disilikat materyallerinin, daha düşük elastisite modülüne sahip alt yapılar üzerine yerleştirildiklerinde stresi daha az ileterek etkili biçimde absorbe edebildiklerini bildirmişlerdir. Bu bulgular, zirkonyanın karmaşık klinik durumlarda dayanıklılığını doğrulayan Waldecker ve ark.¹²⁶ tarafından gerçekleştirilen *in vitro* çalışmalarla uyumludur. Söz konusu araştırmalarda, zirkonyanın

yüksek mekanik stres altında dahi stabil ve fonksiyonel kaldığı, bu nedenle uzun ömürlü restorasyonlar için ideal bir seçenek olduğu gösterilmiştir.¹²⁶

Materyal seçimi, özellikle yüksek stres bölgelerinde restorasyonun ömrünü belirlemede kritik öneme sahiptir. Yüksek kırılma direnci ve etkili stres dağılımı özellikleri sayesinde zirkonya, yoğun oklüzal kuvvetlere maruz kalan restorasyonlarda tercih edilen materyaller arasında yer almaya devam etmektedir.¹²⁷

Zirkonya restorasyonları neredeyse tamamen CAD-CAM iş akışına göre öğütme ile üretilir. Son yıllarda, katkılı litografi tabanlı seramik üretim (LCM) tekniği tanıtılmıştır. LithaCon 3y210 3-mol%-yttria- stabilize zirkonya polikristal malzemeden oluşmaktadır. Frezeleme yerine baskı teknolojisi kullanılarak diş restorasyonlarının üretimi, takım stresinden ve frezeleme yarıçapı düzeltilmesinden kaçınarak daha ince yapılar oluşturabildiği için önemlidir. LCM’ de diş restorasyonları, her biri fotopolimerizasyonu takip eden bir reçine-zirkonya dispersiyon katmandan oluşturulur. Tamamlanan nesneler izopropanol alkol ile temizlenir, reçine parçalarından arındırılır ve sinterlenir. LCM teknolojisi piyasaya sürüldüğünden beri, malzemelerde ve iş akışında çeşitli optimizasyonlar ve ayarlamalar yapılmıştır. LCM restorasyonlar klinik olarak kabul edilebilir marjinal ve iç uyum gösterirler.⁵²

Sonlu elemanlar stres analizi, sabit restorasyon bileşenlerinin güçlü ve zayıf yönlerini değerlendirmek ve çeşitli yükler altında karşılaşılabilecekleri potansiyel stresleri anlamak için değerli bir yöntemdir.¹²⁸

Geleneksel deneysel yöntemlerin aksine SESA, restorasyon tasarımını ve malzeme seçimini optimize etmek için güvenilir veriler sağlayarak çeşitli klinik senaryoların simülasyonunu sağlayan invaziv olmayan bir tekniktir. Bu analiz sayesinde, bu bileşenlerin farklı substratlardaki stres dağılımını nasıl etkilediği değerlendirilebilir ve diş restorasyonlarının potansiyel klinik başarısı hakkında fikir elde edilebilir.¹¹²

Mine, dentin ve dental seramikler kırılgan yapıda olup, yüksek basınç dayanımına sahip olmalarına rağmen gerilme tipi stresler karşısında daha zayıftırlar. Bu nedenle, bu yapılarda çekme kuvvetleri ile oluşan stres bölgelerini ifade eden maksimum asal gerilmelerin değerlendirilmesi önem taşımaktadır. Ayrıca, von Mises stres dağılımlarının incelenmesi, literatürdeki mevcut çalışmalarla karşılaştırma yapılabilmesine imkân sağlamaktadır. Bununla birlikte, modelin mesh yoğunluğu yani eleman ve düğüm sayıları sonuçların güvenilirliğini doğrudan etkiler. Von Mises gerilmesi, modeldeki gerilmelerin büyüklük ve dağılımını ortaya koyarken; maksimum asal (tensil) gerilme, özellikle kırılgan materyallerde gerilme karakterini ve başarısızlığa yatkın bölgeleri belirlemede uygun bir değerlendirme ölçütü olarak kabul edilir.¹²⁹ Bu araştırmanın sonuçları SESA yöntemi ile çalışmada elde edilen von Mises ve en büyük asal gerilme dağılımlarını göstermektedir. Literatürde de her iki parametreyi birlikte analiz eden çalışmalar bulunmaktadır.¹³⁰

Owen ve Hinto¹³¹ çalışmalarında, modelleme sürecinde kullanılan eleman ve düğüm sayılarının analiz sonuçlarının doğruluğunu belirlemede önemli faktörler olduğunu, eleman sayısındaki artışın simülasyon sonuçlarını gerçeğe yaklaştırdığını belirtmişlerdir. Bu nedenle tez çalışmasında, diş modelinin boyutları göz önünde bulundurularak, yazılımın kapasitesi dahilinde mümkün olan en fazla eleman sayısı seçilmiştir. Her bir model analizi için farklı eleman ve düğüm sayıları kullanılmıştır.

Diş hekimliğinde, restoratif materyaller ve diş dokuları üzerinde oluşan gerilmelerin değerlendirildiği çalışmalarda, streslerin kuvvetin uygulandığı bölgelerde yoğunlaştığı gösterilmiştir.^{30,129,131} Bu çalışmada elde edilen sonuçlar aynı doğrultuda olup, mine dokusunda kronal restorasyonların dış tabakasında en yüksek stres yoğunluğu yük uygulanan bölgelerde ve bu bölgelerin çevresinde belirlenmiştir.

SESA temelli çalışmalarda, IPS e.max CAD'in dengeli bir stres dağılımı sağladığı ve bu özelliği ile orta düzeyde yük taşıyan kuronlar ve köprüler için uygun bir seçenek olduğu ortaya konulmuştur. Materyallerin elastik özellikleri, etkin stres absorpsiyonu ile mikro çatlak riskini azaltarak optimum dayanıklılık sağlamaktadır. SESA analizleri, bu materyallerin mekanik dayanım açısından belirli sınırlamalara sahip olduğunu göstermiştir.¹³²

Zirkonya ve lityum disilikat esaslı seramiklerle karşılaştırıldığında; kompozit materyaller oklüzal temas bölgelerinde daha yüksek stres konsantrasyonlarına ve yüksek yük altında daha fazla deformasyona maruz kalmaktadır.¹³³

Atria ve ark.,¹³⁴ üç boyutlu üretim yöntemiyle hazırlanan materyallerin geçici restorasyonlarda etkili olmakla birlikte, eksiltmeli üretim teknikleriyle elde edilenlere kıyasla daha düşük mekanik mukavemet gösterdiğini vurgulamışlardır. Bu bulgu, düşük elastik modülün bu materyallerin kalıcı restorasyonlarda kullanımını sınırladığını belirten Park ve ark.¹³⁵ tarafından da desteklenmiştir. Üç boyutlu üretim tekniğinde kullanılan kompozitlerin geçici restorasyonların hazırlanması için umut verici olmalarıyla birlikte, kalıcı uygulamalarda daha yüksek performans için ilave mekanik güçlendirme gerektirdiği belirtilmiştir.¹³⁶

Dejak ve Młotkowski,⁸⁷ farklı materyallerden üretilen inley/onley restorasyonları çiğneme simülatörü altında karşılaştırmışlar, seramik onleylerdeki gerilme değerlerinin kompozit onleyle göre yaklaşık beş kat daha fazla olduğunu saptamışlardır.

Tez çalışmasında elde edilen bulgular, kuvvetin uygulandığı bölgelerde stres düzeylerinin arttığını göstermiştir. Bu sonuç Alshamrani ve ark.,¹³⁶ çalışmasıyla uyumludur.

Özker,¹³⁷ dişte oluşan stres dağılımını değerlendirmek amacıyla yürüttüğü SESA analizinde, seramik ve kompozit rezinden üretilmiş onley restorasyonları incelemiştir. En

yüksek stres konsantrasyonunun seramik restorasyonda (3,77 GPa), en düşük stres değerinin ise diş dokusunda (1,69 GPa) oluştuğunu saptamıştır.

Bu tez çalışmasında, farklı materyallerden hazırlanan parsiyel restorasyonların biyomekanik davranışlarını değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar stres analizi yöntemi uygulanmıştır. Çalışmanın aşağıdaki sınırlamaları bulunmaktadır:

1. Kemik dokusu homojen ve izotropik kabul edilmiş, bu da bireyler arasındaki kemik yoğunluğu farklılıklarının modele yansıtılamamasına yol açmıştır.
2. Analizlerin *in vitro* ve simülasyon ortamında yürütülmesi nedeniyle kemik iyileşmesi, biyolojik değişkenlik ve hasta merkezli klinik faktörler gibi gerçek yaşam koşulları tam olarak modellenememiştir.
3. Sonlu elemanlar stres analizinin, matematiksel modellemeye dayalı bir yöntem olması nedeniyle kullanılan yazılım, tanımlanan materyal özellikleri ve analizi gerçekleştiren araştırmacının belirlediği sınır koşulları sonuçlar üzerinde doğrudan etkili olup, elde edilen veriler yaklaşık değerlerdir.
4. Çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvetler modele dâhil edilmemiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi biyomekanik karşılaştırmalar için önemli avantajlar sunsa da klinik koşulları tam olarak yansıtamadığından, elde edilen bulguların klinik çalışmalarla desteklenmesi gerektiği unutulmamalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, farklı materyallerle hazırlanan inley, onley ve overley restorasyonlarda oluşan stresler, sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Restorasyon tipi değişikçe von Mises stres değerleri anlamlı biçimde farklılaşmıştır.
2. Genellikle, onley restorasyonlarda inley ve overley restorasyonlardan daha fazla von Mises stres birikimi oluşmuştur.
3. Von Mises stres değerleri yüksekten düşüğe doğru onley> inley> overley şeklinde sıralanmıştır.
4. Restoratif materyallerin farklılığı, hem von Mises stres değerlerini hem de dağılımlarını etkilemiştir.
5. Restorasyon içi von Mises stresin şiddeti yüksekten düşüğe doğru LithaCon 3Y210> IPS e.max CAD> VITA Enamic> Lava Ultimate> VarseoSmile Crown Plus şeklinde sıralanmıştır.
6. Modellerin genelinde oklüzal temas bölgeleri ile marjinal kenar bölgeleri gerilmenin fazla olduğu alanlar olarak saptanmıştır.
7. Üç boyutlu yöntemle hazırlanan restorasyonların, gerilmeyi kendi bünyesinde sönümlemeden mine ve dentine aktarma eğilimde olması nedeniyle sert dokularda stres birikimini artırdığı gözlemlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ Jr ve ark. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent*, 2003; 89:551-557.
2. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the morphology-driven preparation technique. *Int J Esthet Dent*, 2017; 12:204-230.
3. Alharbi A. Semidirect composite onlay with cavity sealing: a review of clinical procedures. *Oper Dent*, 2014; 39:97-106.
4. Barone A, Derchi G, Rossi A ve ark. Longitudinal clinical evaluation of bonded composite inlays: a 3-year study. *Quintessence Int*, 2008; 39:65-71.
5. Angeletaki F, Gkogkos A, Papazoglou E ve ark. Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 2016; 53:12-21.
6. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials, 12th ed. St. Louis, Elsevier, 2013: 418-474.
7. Grivas E, Roudsari RV, Satterthwaite JD. Composite inlays: a systematic review. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2014; 22:117-124.
8. Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesiveless clinical protocol. *Int J Esthet Dent*, 2017; 12:482-502.
9. Özcan M. Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays and overlays: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*, 2016; 95:985-994.
10. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008; 204:505-511.
11. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*, 2013; 109:121-128.
12. Keating AP, Knox J, Bibb R ve ark. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod*, 2008; 35:191-201.
13. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2014; 24:175-180.
14. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. Ankara, Gazi Üniversitesi Basımevi, 1996.
15. Alfredo Filho M, Vieira LCC, Araujo E ve ark. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *J Esthet Restor Dent*, 2003; 15:338-352.

16. Gemalmaz D. Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2002; 87:133-135.
17. Heymann HO, Swift EJ Jr, Ritter AV. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 6th ed. St. Louis, Elsevier, 2014: 280-286.
18. Halaçoğlu M, Tuncer D, Arhun N. İndirekt posterior restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2015; 25:98-103.
19. Trushkowsky RD, Burgess JO. Complex single-tooth restorations. *Dent Clin North Am*, 2002; 46:341-365.
20. Kaleli N, Çağrı U. What does complete digital workflow mean for dentistry? *Int J Clin Exp Med*, 2021; 14:175-179.
21. Güth JF, Runkel C, Beuer F ve ark. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig*, 2017; 21:1445-1455.
22. Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional versus digitally scanned impressions. *Compend Contin Educ Dent*, 2007; 28:422-426.
23. Zimmermann M, Ender A, Mehl A. Local accuracy of current intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *J Am Dent Assoc*, 2020; 151:127-135.
24. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S ve ark. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 2004; 7:25-45.
25. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J ve ark. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives. *Dent Mater J*, 2009; 28:44-56.
26. Hickel R, Dasch W, Mehl A ve ark. CAD/CAM—fillings of the future? *Int Dent J*, 1997; 47:247-258.
27. Er T. CAD/CAM ve Döküm Yöntemleriyle Üretilen Metal Altyapılı Seramik Kronların Uyumu [Uzmanlık Tezi]. İzmir, Ege Üniversitesi, 2003.
28. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL ve ark. A new classification system for all-ceramic restorative materials. *Int J Prosthodont*, 2015; 28:227-235.
29. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of CEREC inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 2002; 15:122-128.
30. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 2011; 56 Suppl 1:84-96.
31. Tinschert J, Zvez D, Marx R ve ark. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 2000; 28:529-535.

32. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental cements. In: Anusavice KJ (ed). Phillips' Science of Dental Materials, 11th ed. St. Louis, Elsevier, 2003: 443-493.
33. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics, 5th ed. St. Louis, Elsevier, 2015: 9.
34. Asai T, Kazama R, Fukushima M ve ark. Effect of overglazed and polished surface finishes on compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J*, 2010; 29:661-667.
35. Spinelli R, Lerin D, Spol GL ve ark. Development of innovative materials for thermal insulation. *Sustainability*, 2020; 12:244.
36. Revilla-León M, Husain NA, Ceballos L ve ark. Flexural strength and Weibull characteristics of SLA-manufactured versus milled zirconia. *J Prosthet Dent*, 2020; 124:323-330.
37. Surlari Z, Luca E, Budala DG ve ark. Dental ceramics: a literature review. *Rom J Med Dent Educ*, 2020; 9:47-52.
38. Bona AD, Pecho OE, Alessandretti R. Zirconia as a dental biomaterial. *Materials (Basel)*, 2015; 8:4978-4999.
39. Flinn BD, DeGroot DA, Mancl LA ve ark. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent*, 2012; 108:223-230.
40. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999; 20:1-25.
41. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M ve ark. Five-year follow-up of Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 2005; 36:105-113.
42. Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R ve ark. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clin Oral Investig*, 2015; 19:2007-2013.
43. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. Polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN): a literature review. *J Esthet Restor Dent*, 2018; 30:281-286.
44. Venturini AB, Prochnow C, Pereira GK ve ark. Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid- and resin-ceramic materials. *Dent Mater*, 2019; 35:534-542.
45. Ishida Y, Miyasaka T. Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. *Dent Mater J*, 2016; 35:250-256.
46. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*, 2012; 28:3-12.
47. Bakiç H, Kocacıklı M, Korkmaz T. Diş hekimliğinde güncel intraoral tarayıcılar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2021; 31:289-304.

48. Lin L, Fang Y, Liao Y ve ark. 3D printing and digital processing techniques in dentistry: a review. *Adv Eng Mater*, 2019; 21:1801013.
49. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: processes, materials and applications. *Dent Mater J*, 2020; 39:345-354.
50. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*, 2016; 32:54-64.
51. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry—state of the art. *Oper Dent*, 2020; 45:30-40.
52. Rues S, Zehender N, Zenthöfer A ve ark. Fit of anterior restorations made of 3D-printed and milled zirconia: an in vitro study. *J Dent*, 2023; 130:104415.
53. Chaudhari PK, Bhatia D, Sharan J. 3D Printing in Oral Health Science. Cham, Springer International Publishing, 2022: 12.
54. Arnold C, Monsees D, Hey J ve ark. Surface quality of 3D-printed models as a function of various printing parameters. *Materials (Basel)*, 2019; 12:1970.
55. Rubayo DD, Phasuk K, Vickery JM ve ark. Influence of build angle on the accuracy, printing time, and material consumption of additively manufactured surgical templates. *J Prosthet Dent*, 2021; 126:658-663.
56. Zhang ZC, Li PL, Chu FT ve ark. Influence of 3D-printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop*, 2019; 80:194-204.
57. McCarty MC, Chen SJ, English JD ve ark. Effect of print orientation and ultraviolet-curing duration on dimensional accuracy of 3D-printed orthodontic aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2020; 158:889-897.
58. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V ve ark. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*, 2015; 219:521-529.
59. Tian Y, Chen C, Xu X ve ark. A review of 3D printing in dentistry: technologies, factors, and applications. *Scanning*, 2021; 2021:5549849.
60. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*, 2013; 34:42-46.
61. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*, 2012; 33:28-33.
62. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E ve ark. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater*, 2009; 25:1104-1108.
63. Kuhlberg A, Nanda R. Principles of biomechanics. In: Nanda R (ed). *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. Philadelphia, WB Saunders, 2005: 1-16.

64. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Elsevier, 2005: 3.
65. Sakaguchi R, Powers J. Craig's Restorative Dental Materials, 13th ed. St. Louis, Elsevier, 2012: 11.
66. Gladwin M, Bagby M. Clinical Aspects of Dental Materials, 3rd ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2012: 7.
67. Balatlıoğlu A. Akrilik Kaideli ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi [Doktora Tezi]. İstanbul, İstanbul Üniversitesi, 2011.
68. Ebnesajjad S. Properties of tetrafluoroethylene homopolymers. In: Ebnesajjad S (ed). Fluoroplastics. Norwich, William Andrew Publishing, 2015: 396-440.
69. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials, 12th ed. St. Louis, Elsevier, 2012: 2.
70. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme. Dicle Diş Hek Derg, 2010; 11:18-23.
71. DeTolla DH, Andreana S, Patra A ve ark. Role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol, 2000; 26:77-81.
72. Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress under oblique loading. Clin Oral Implants Res, 2001; 12:648-657.
73. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 2003: 1-1054.
74. Gloria A, Maietta S, Martorelli M ve ark. FE analysis of hybrid composite endodontic post designs. Dent Mater, 2018; 34:1063-1071.
75. Ausiello P, Gloria A, Maietta S ve ark. Stress distributions for hybrid composite endodontic post designs with and without a ferrule: an FEA study. Polymers (Basel), 2020; 12:1836.
76. Magne P, Perakis N, Belser UC ve ark. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: influence of restorative materials and abutment design. J Prosthet Dent, 2002; 87:516-528.
77. Taşkınsel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 2014; 24:131-135.
78. Ho MH, Lee SY, Chen HH ve ark. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent, 1994; 72:367-372.
79. Zheng Z, Sun J, Jiang L ve ark. Influence of margin design and restorative material on stress distribution of endocrowns: 3D-FEA. BMC Oral Health, 2022; 22:30.

80. Meng Q, Zhang Y, Chi D ve ark. Fracture resistance of minimally prepared endocrowns made by three materials: a 3D-FEA. *J Mater Sci Mater Med*, 2021; 32:137.
81. Wendler M, Belli R, Petschelt A ve ark. Chairside CAD/CAM materials. Part II: flexural strength testing. *Dent Mater*, 2017; 33:99-109.
82. Tanaka IV, Tribst JPM, Silva-Concilio LR ve ark. Effect of ceramic materials on fatigue resistance and stress distribution in palatal veneers. *Eur J Dent*, 2022; 16:856-866.
83. Lithoz GmbH. Material Overview – LithaCon 3Y210/3Y230. (URL Adresi Giriniz). 13 Aralık 2025.
84. Prause E, Malgaj T, Kocjan A ve ark. Mechanical properties of 3D-printed and milled composite resins for definitive restorations. *J Esthet Restor Dent*, 2024; 36:391-401.
85. van Dalen A, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. FEA of failure mechanisms in resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthodont*, 2008; 17:555-561.
86. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *J Prosthodont Res*, 2014; 58:92-101.
87. Dejak B, Młotkowski A. Comparison of von Mises stress in inlays, onlays and endocrowns using various materials: FEA. *Dent Mater*, 2020; 36:854-864.
88. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting fracture resistance of post-core reconstructed teeth. *Int J Prosthodont*, 2001; 14:355-363.
89. Baldi A, Comba A, Tempesta RM ve ark. Marginal gap and fracture resistance of CAD/CAM overlays after fatigue. *Polymers (Basel)*, 2021; 13:3002.
90. Corsentino G, Pedullà E, Castelli L ve ark. Influence of access cavity and remaining tooth structure on fracture resistance. *J Endod*, 2018; 44:1416-1421.
91. Alshiddi IF, Aljinbaz A. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with indirect composite inlays/onlays. *Saudi Dent J*, 2016; 28:49-55.
92. Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent*, 2013; 5:21-32.
93. Falahchai M, Hemmati YB, Neshandar Asli H ve ark. Marginal adaptation of zirconia-reinforced lithium silicate overlays. *J Esthet Restor Dent*, 2020; 32:823-830.
94. Tzimas K, Tsiafitsa M, Gerasimou P ve ark. Endocrown restorations for extensively damaged teeth: three-case report. *Restor Dent Endod*, 2018; 43:e38.
95. Yaman SD, Karacaer O, Sahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary incisors. *J Biomater Appl*, 2004; 18:163-177.
96. Bilgin-Özdemir S. Kök Ucu Açık Dişlerde Farklı Yönlerden Gelen Travmaların FEA ile Değerlendirilmesi [Uzmanlık Tezi]. Konya, Selçuk Üniversitesi, 2017.

97. Bustamante-Hernández N, Montiel-Company JM, Bellot-Arcís C ve ark. Clinical behavior of ceramic, hybrid, and composite onlays: systematic review. *Int J Environ Res Public Health*, 2020; 17:7582.
98. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A ve ark. Wear characteristics of aesthetic CAD/CAM materials. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2013; 20:113-125.
99. Fron-Chabouis H, Faugeron VS, Attal JP. Composite vs ceramic inlays/onlays: systematic review. *Dent Mater*, 2013; 29:1209-1218.
100. Amesti-Garaizabal A, Agustín-Panadero R, Verdejo-Solá B ve ark. Fracture resistance of partial indirect CAD/CAM restorations: systematic review. *J Clin Med*, 2019; 8:1932.
101. Zafar MS, Amin F, Fareed MA ve ark. Biomimetic aspects of restorative dentistry biomaterials. *Biomimetics (Basel)*, 2020; 5:7.
102. Bijelic-Donova J, Keulemans F. Direct bilayered biomimetic composite restorations: effect of cusp-supporting fiber-reinforced base on fracture resistance. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020; 103:103554.
103. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M ve ark. Influence of clenching intensity on bite force balance and average bite pressure. *J Dent Res*, 1999; 78:1336-1344.
104. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC ve ark. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent*, 1981; 46:443-449.
105. Yoon HG, Oh HK, Lee DY ve ark. Three-dimensional finite element analysis of post location and loading location on stress distribution in mandibular molars. *J Appl Oral Sci*, 2018; 26:e20160406.
106. Dartora G, Pereira GKR, de Carvalho RV ve ark. Comparison of endocrowns made of lithium disilicate, polymer-infiltrated ceramic network and direct composite: fatigue and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2019; 100:103401.
107. El Ghouli WA, Özcan M, Ounsi H ve ark. Effect of CAD/CAM materials on marginal and internal adaptation of endocrowns. *J Prosthet Dent*, 2020; 123:128-134.
108. Hofsteenge JW, Carvalho MA, Borghans PM ve ark. Effect of preparation design on fracture strength of molars restored with lithium disilicate inlays and overlays: in vitro and in silico evaluation. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2023; 146:106096.
109. Rebello de Sampaio FBW, Özcan M, Gimenez TC ve ark. Manufacturing methods and survival of ceramic and composite indirect restorations: systematic review. *J Esthet Restor Dent*, 2019; 31:561-571.

110. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM ve ark. Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*, 2016; 95:985-994.
111. Bömicke W, Rathmann F, Pilz M ve ark. Clinical performance of monolithic zirconia resin-bonded fixed dental prostheses: a randomized controlled trial. *J Prosthodont*, 2020; 29:1-9.
112. Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K ve ark. Stress distribution in inlay and onlay cavities restored with ceramic and composite materials: a three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater J*, 2009; 28:661-670.
113. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index and marginal chipping of machinable dental materials. *J Dent*, 2007; 35:897-902.
114. Bottino MA, Campos F, Ramos NC ve ark. Inlays made from hybrid material: adaptation and bond strength. *Oper Dent*, 2015; 40:E83-91.
115. Schaefer O, Decker M, Wittstock F ve ark. Impact of digital impression techniques on ceramic partial crown adaptation. *J Dent*, 2014; 42:677-683.
116. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Strength degradation of ceramics and polymer-infiltrated ceramic networks under cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2013; 26:34-42.
117. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element analysis of short post-core restorations with different materials. *Dent Mater J*, 2008; 27:499-507.
118. Li LL, Wang ZY, Bai ZC ve ark. Finite element analysis of weakened roots restored with various cements and titanium posts. *Chin Med J (Engl)*, 2006; 119:305-311.
119. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Finite element analysis of molars restored with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater*, 2012; 28:433-441.
120. Sun J, Zhang FQ. Three-dimensional printing for dental materials and devices. *Int J Oral Sci*, 2018; 10:9.
121. Şahin Z, Ozer NE, Yıkıcı C ve ark. Mechanical characteristics of additively and subtractively manufactured composite resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2023; 31:278-285.
122. Pot GJ, Vigié L, Kieser JA ve ark. Mechanical properties of printed composite restorations: a scoping review. *Clin Oral Investig*, 2024; 28:130.
123. Al-Ramadan A, Renne W. Accuracy and fit of ceramic-filled 3D-printed resin for permanent restorations: internal fit and marginal adaptation of VarseoSmile Crown Plus compared to other materials. *Dent Mater Investig*, 2024; 6:75.

124. Grzebieluch W, Kowalewski P, Grygier D ve ark. Printable versus machinable composites for CAD/CAM restorations: mechanical and fractographic analysis. *Materials (Basel)*, 2021; 14:4919.
125. Li H, Song L, Sun J ve ark. Dental ceramic prostheses fabricated by stereolithography: potentials and challenges. *Adv Appl Ceram*, 2019; 118:30-36.
126. Waldecker M, Rues S, Rammelsberg P ve ark. Validation of in vitro tests of zirconia inlay fixed dental prostheses using finite element analysis. *Dent Mater*, 2019; 35:e53-62.
127. Deckers J, Vleugels J, Kruth JP. Additive manufacturing of ceramics: a review. *J Ceram Sci Technol*, 2014; 5:245-260.
128. Çağlar A, Aydın C, Ozen J ve ark. Effect of mesiodistal inclination of implants on prosthetic stress distribution. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006; 21:36-44.
129. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in dowel-restored endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 2005; 94:321-329.
130. Zheng Z, He Y, Ruan W ve ark. Biomechanical behavior of endocrowns with different CAD/CAM materials: three-dimensional finite element analysis and in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*, 2020; 125:890-899.
131. Owen JT, Hinton E. *A Simple Guide to Finite Elements*. Swansea, Pineridge Press, 1983: 1-12.
132. Di Francesco P, De Cicco G, Russo G ve ark. Finite element analysis of stress behavior of dental materials. *J Mech Med Biol*, 2025; 25:1550019.
133. Yılmaz-Raschke Ş, Scheideler D, Beuer F ve ark. Stress concentration and deformation in occlusal veneers: a finite element analysis study. *Prosthodont Restor Dent Mater*, 2025; 9:1-10.
134. Atria PJ, Bordin D, Marti F ve ark. Mechanical and biological properties of three-dimensional printed provisional resins. *J Esthet Restor Dent*, 2022; 34:804-815.
135. Park SM, Park JM, Kim SK ve ark. Flexural strength of three-dimensional printing resins for provisional fixed dental prostheses. *Materials (Basel)*, 2020; 13:3970.
136. Alshamrani A, Fahimipour A, Alsarani M ve ark. Flexural properties and finite element analysis of novel three-dimensional printed ceramics fabricated via lithography-based ceramic manufacturing. *Aust Dent J*, 2024; 69:123-132.
137. Özkir SE. Effect of restoration material on stress distribution in partial crowns: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci*, 2018; 13:311-317.

EKLER

Ek-1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Sedef KURT ÇIRALIK
Eğitim	
Lise	: Mehmet Refik Güven Anadolu Öğretmen Lisesi 2014
Lisans	: Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2021
Uzmanlık:	Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Ek-2. Etik Kurul Onay Formu



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı



Sayı : E-40465587-050-1721
Konu : Etik Kurul

17.09.2025

Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz **“Farklı Materyallerle Hazırlanan Hazırlanan Inlay, Onlay, Overlay Kuponların Oluşturdukları Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle İncelenmesi”** isimli başvurunuz etik kurulumuz yönergesine göre 11.09.2025 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup, 2025/383 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuştur.
Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Dr. Öğr. Üyesi Mehtap ATAK
Başkan

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu : 228e79b5e001

Belge Takip Adresi: <http://ebys.erdogan.edu.tr/EBYS/eimzadogrulama>

Zihni Derin Yerleşkesi 53100 Merkez-RİZE
Telefon No: (0 464) 223 61 26 Faks No: (0 464) 223 53 76
e-Posta: Internet Adresi: www.erdogan.edu.tr
Kep Adresi:

Bilgi için: **Ömer TERBİYİK**
Sürekli İşçi (temizlik Personeli)
Telefon No:



Ek-3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

 RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ	DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	Doküman Kodu	H.HD.FR.82
	DENTAL VOLUMETRİK TOMOGRAFİ BİLGİLENDİRME ve İSTEK FORMU	Yayın Tarihi	10.11.2020
		Revizyon Tarihi	03.08.2023
		Revizyon No.	01
		Sayfa No.	1/2

Tarih:...../...../.....

Adı-Soyadı:

Cinsiyeti: ☒ Kadın ☐ Erkek

TC :

Doğum Tarihi:/...../.....

ÜST ÇENE		Sağ															Sol														
	Tek Çene	8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8														
	Bölgesel																														

ALT ÇENE		Sağ														Sol													
	Tek Çene	8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8												
	Bölgesel																												

Ön Tanı:

Klinik Bulgular:

Not:

Ek-3 (Devam). Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

BİLMENİZ GEREKENLER

Dental volumetrik tomografi x-ışını kullanılarak baş boyun bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik yöntemdir. Bu yöntem ile iki boyutta görüntülemenin yetersiz kaldığı durumlarda üç boyutlu görüntüleme sağlanabilmektedir. İşlem öncesi hasta ağız içindeki çıkarılabilen protezler ile baş ve boyun bölgesinde bulunan (kolye, küpe, toka, iğne, gözlük, piercing, ısıtma cihazı vb. gibi) metal içeren tüm eşyaları çıkarılmalıdır. Dental volumetrik tomografi çekimi yapılmazsa, kesitsel ve üç boyutlu görüntüleme sağlanamaz. Şikayete neden olan ve iki boyutlu görüntüleme ile tespit edilemeyen hastanın mevcut anatomik durumu doğru şekilde tespit edilemez.

Olası riskler: Radyolojik tetkiklerde kullanılan x-ışını canlı doku için zararlıdır. Bu nedenle hekimin sizin için gereken en az sayıda röntgen isteyecektir. İşlem sırasında hareketsiz kalınması gerektiğinden, hareket edilirse röntgenin teşhise yardımcı niteliğini yitirmesi ve tekrar çekilmesi durumu söz konusudur. Hamile ve gelişim çağındaki çocuklarda koruyucu önlemler alınmazsa radyasyona hassas organlar etkilenebilir. Tiroid, göğüs ve akciğer hastalıkları, kanser hastaları ve bağışıklık sistemi düşük olan hastalar gibi riskli hasta gruplarında hastalığın seyrinin olumsuz etkilenmemesi için kurşun koruyucularla radyograf çekimi gerçekleştirilir.

Hekimimden diş sağlığımın durumu ve dental volumetrik tomografi incelemesi gerekliliği hakkında yeterli ve tatminkar açıklamaları duydum. Hamile isem beni muayene eden doktora veya radyolojik tetkikleri uygulayan radyoloji teknikerine hamilelik durumumu ve herhangi bir sistemik hastalığım mevcutsa bunu belirtceğimi kabul ediyorum. Eğitim ve bilimsel amaçlı olarak hastaların kimlik bilgileri gizli tutularak fotoğraf, röntgen veya video görüntüleri alınabilir, klinik ve radyolojik verileri; bilimsel, eğitim veya araştırma amaçlı kullanılabilir. Yukarıdaki bilgileri okudum, sorularma tatminkar cevaplar aldım ve özgür irademle onaylıyorum. (Aşağıdaki kutunun içerisindeki boşluklar hasta veya kanuni temsilcisi tarafından kendi el yazısı ile “**Okudum, Anladım, Kabul Ediyorum.**” şeklinde doldurulacaktır).

	Adı-Soyadı	İmza	Tarih/Saat
Hasta / Hastanın Kanuni Temsilcisi (*) – yakınlık derecesi			/...../..... Saat:.....
Bilgilendirmeyi Yapan Hekim			/...../..... Saat:.....
Tercüman (kullanılması halinde)			/...../..... Saat:.....

Kanuni Temsilci: Vasiyet altındakiler için vasi, reşit olmayanlar için anne – baba, bunların bulunmadığı durumlarda 1. derece kanuni mirasçılardır. (Hasta yakınının isminin yanında yakınlık derecesini belirtiniz.)

Lütfen gerekli bilgileri eksiksiz doldurunuz. Eksik bilgiler içeren ve tomografi isteği yapan hekim ve hasta tarafından imzalanmayan formlar ile gelen hastalara randevu verilmeyecektir...

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

Ek-4. İntihal Raporu

10% Overall Similarity

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

Top Sources

- 8%  Internet sources
- 7%  Publications
- 0%  Submitted works (Student Papers)

Integrity Flags

1 Integrity Flag for Review



Hidden Text

502 suspect characters on 1 page

Text is altered to blend into the white background of the document.

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

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

