



**CAD/CAM KULLANILARAK FARKLI SERAMİK  
MATERYALLERİNDEN HAZIRLANAN İNLEY  
RESTORASYONLARIN KUVVET ALTINDAKİ  
DAVRANIŞLARININ MEKANİK VE SONLU  
ELEMENLAR STRES ANALİZİ  
YÖNTEMLERİYLE İNCELENMESİ**

**Dt. Ömer SAĞSÖZ**

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Mehmet YILDIZ**

**Doktora Tezi - 2014**

**T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**CAD/CAM KULLANILARAK FARKLI SERAMİK  
MATERYALLERİNDEN HAZIRLANAN İNLEY  
RESTORASYONLARIN KUVVET ALTINDAKİ  
DAVRANIŞLARININ MEKANİK VE SONLU  
ELEMENLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMLERİYLE  
İNCELENMESİ**

**Ömer SAĞSÖZ**

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı:  
Prof. Dr. Mehmet YILDIZ**

**ERZURUM  
2014**

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RESTORATİF DIŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM KULLANILARAK FARKLI SERAMİK  
MATERYALLERİNDEN HAZIRLANAN İNLEY  
RESTORASYONLARIN KUVVET ALTINDAKİ  
DAVRANIŞLARININ MEKANİK VE SONLU ELEMANLAR STRES  
ANALİZİ YÖNTEMLERİYLE İNCELENMESİ**

**Ömer SAĞSÖZ**

**Tez Savunma Tarihi** : 01.10.2014

**Tez Danışmanı** : Prof. Dr. Mehmet YILDIZ (Atatürk Üniversitesi) 

**Tez İkinci Danışmanı** : Prof. Dr. Akgün ALSARAN (Atatürk Üniversitesi) 

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Murat TÜRKÜN (Ege Üniversitesi) 

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Nilgün SEVEN (Atatürk Üniversitesi) 

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi) 

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Ahmet Berhan YILMAZ (Atatürk Üniversitesi) 

**Jüri Üyesi** : Yrd. Doç. Dr. Nurcan İLDAY (Atatürk Üniversitesi) 

**Onay**

Bu çalışma yukarıdaki jüri üyeleri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

  
**Prof. Dr. Yavuz Selim SAĞLAM**  
Enstitü Müdürü

**Doktora Tezi**  
**ERZURUM-2014**

# İÇİNDEKİLER

<b>TEŞEKKÜR .....</b>	<b>IV</b>
<b>ÖZET .....</b>	<b>V</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>VI</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....</b>	<b>VII</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ .....</b>	<b>VIII</b>
<b>TABOLAR DİZİNİ .....</b>	<b>X</b>
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER .....</b>	<b>3</b>
2.1. Diş Hekimliğinde Seramik.....	3
2.1.1. Tarihçe .....	3
2.1.2. Seramiklerin Sınıflandırılması .....	4
2.2. CEREC (CEramic REConstruction).....	10
2.2.1. CEREC Sistemin Geliştirilmesi .....	10
2.2.2. CEREC Sistemin Klinik Uygulaması.....	11
2.2.3. CEREC Sistemin Avantajları .....	12
2.2.4. CEREC Sistemin Dezavantajları.....	12
2.2.5. CEREC 4 Sisteminde Kullanılan Seramikler.....	13
2.3. Kırılma ve Çeşitleri .....	16

2.3.1. Seramiklerin Kırılma Mekanığı.....	17
2.3.2. Materyallerin Kırılma Testleri.....	18
2.4. Gerilme Analiz Yöntemleri.....	20
2.4.1. Kırılğan Vernik Kaplama Tekniğı.....	21
2.4.2. Fotoelastik Gerilme Analizi .....	21
2.4.3. Gerinim Ölçer ile Gerilme Analizi .....	21
2.4.4. Lazer Işını ile Gerilme Analizi.....	21
2.4.5. Termografik Gerilme Analizi.....	21
2.4.6. Sonlu Elemanlar Yöntemi (Finite Element Method – FEM).....	21
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>28</b>
3.1.Mekanik Analizler .....	28
3.1.1.İnley Preparasyonu .....	28
3.1.2.Metal Analogların Hazırlanması .....	28
3.1.3.Restorasyonların Hazırlanması.....	30
3.1.4.Restorasyonların Simantasyonu .....	32
3.1.5.Kırılma Dayanımı Testi .....	32
3.2.Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi .....	33
3.2.1. Üç Boyutlu CAD Modellerinin Oluşturulması .....	33

3.2.2.Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Materyal Özelliklerinin Tespit Edilmesi .....	34
3.2.3.Sonlu Elemanlar Analizinin Uygulanması.....	37
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>41</b>
4.1.İnlelerin Kırılma Dayanımlarına İlişkin Bulgular .....	41
4.2.İnlelerin Sonlu Elemanlar Analizlerine İlişkin Bulgular .....	43
4.2.1.Üç Noktadan Eğme Testi Bulguları.....	43
4.2.2.Nano-Sertlik Testi Bulguları .....	44
4.2.3.Sonlu Elemanlar Analizlerine İlişkin Bulgular .....	45
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>64</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>73</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>75</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>93</b>
<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>93</b>
<b>EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU.....</b>	<b>94</b>

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tez çalıőmamda bilgisiyle ve tecrübesiyle her an yanımda olan değerli danıőman hocam Prof. Dr. Mehmet YILDIZ'a saygı ve őükranlarımı sunarım.

Yakın ilgisini, yardımlarını ve desteğini esirgemeyen ikinci danıőmanım Prof. Dr. Akgün ALSARAN'a, değerli katkılarıyla bana rehber olan ve tez çalıőmamda çok emeği bulunan Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR'a, çalışmanın bütün deneysel aőamalarında büyük bir titizlikle çalıőarak bana yardımcı olan Hojjat GHAHRAMANZADEH ASL'ye, doktora eğitimimde fikirleri ve tecrübesiyle her zaman beni destekleyen Prof. Dr. Nilgün SEVEN'e, Restoratif Diş Tedavisi öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma, beni bugünlere getiren sevgili anneme ve babama, sabrı ve sevgisiyle her zaman yanımda olan sevgili eőim Arő. Gör. Dt. Nurdan POLAT SAğSÖZ'e sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Ömer SAğSÖZ

## ÖZET

### CAD/CAM Kullanılarak Farklı Seramik Materyallerinden Hazırlanan İnley Restorasyonların Kuvvet Altındaki Davranışlarının Mekanik ve Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemleriyle İncelenmesi

**Amaç:** Bu çalışmamızın amacı; farklı içeriklere sahip seramik inleylerin kırılma dayanımlarının *in vitro* olarak ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak değerlendirilmesidir.

**Materyal ve Metot:** Yapay bir diş üzerinde MOD inley kavitesi hazırlandı ve ölçü alınarak 50 adet özdeş metal analog üretildi. İnleyler, 5 farklı CAD/CAM seramikten (bir feldspatik seramik, Cerec Blocs; bir lösitle güçlendirilmiş seramik, IPS Empress CAD; iki rezin nano seramik, 3M ESPE Lava Ultimate ve VITA Enamic; bir lityum disilikat seramik, IPS e.max CAD) CEREC 4 CAD/CAM sistemi kullanılarak elde edildi (n=10, N=50). Örnekler metal analoglara bir rezin simanla (3M ESPE U200) yapıştırıldı. Üniversal test cihazı kullanılarak inleylerin kırılma testleri gerçekleştirildi. Veriler SPSS 20 istatistik yazılımı ile analiz edildi. Deney şartları, sonlu elemanlar analizi yazılımına (ANSYS Workbench) aktararak değerlendirildi. Aynı zamanda inleyler için 400 N yük altında, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerilme analizi gerçekleştirildi.

**Bulgular:** Lityum disilikat inleylerin kırılma dayanımı (3949 N) diğer inleyle göre önemli derecede daha yüksek bulundu ( $p<0.05$ ). Diğer inleyler arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık görülmedi ( $p>0.05$ ). Sonlu elemanlar gerilme analizi sonuçları, inleylerin kırılma dayanımlarının ölçüldüğü deney sonuçlarını doğrular nitelikteydi. 400 N yük altında en yüksek gerilme lityum disilikat seramik inleyde oluşurken, en düşük gerilmeler rezin nano seramik inleylerde oluştu.

**Sonuç:** Mekanik olarak, inleylerin ağızda oluşan kuvvetlere dayanabilecekleri gösterilmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerçekleştirilen gerilme analizlerinden elde edilen sonuçlar, mekanik analizlerle uyumlu bulunmuştur.

**Anahtar kelimeler:** CAD/CAM, inleyler, kırılma dayanımı, seramikler, sonlu elemanlar analizi



## ABSTRACT

### **The Investigation of Behaviour of Inlay Restorations Prepared From Different Ceramic Materials Using CAD/CAM with Mechanical and Finite Element Stress Analysis Methods Under Loading**

**Aim:** The purpose of this study was to examine the fracture strength of ceramic inlays *in vitro* and using finite element analysis.

**Material and Method:** MOD inlay cavity was prepared on an artificial tooth and 50 identical metal analogues were produced by taking impression from cavity. Inlays were made from five different CAD/CAM ceramics (a feldspathic ceramic, Cerec Blocs; a leucite-reinforced ceramic, IPS Empress CAD; two resin nano ceramics, 3M ESPE Lava Ultimate and VITA Enamic; a lithium disilicate ceramic, IPS e.max CAD) using CEREC 4 CAD/CAM system. Samples were adhesively cemented to metal analogues with a resin cement (3M ESPE, U200). The fracture tests were carried out with an universal testing machine. Data were analyzed with statistics software SPSS 20. Experimental conditions were evaluated by transferring to a finite element analysis software (Ansys Workbench). Also finite element analysis were performed for inlays under 400 N load.

**Results:** Fracture strength of lithium disilicate inlays (3949 N) was found to be higher than other ceramic inlays ( $p < 0.05$ ). There was no difference between other inlays statistically ( $p > 0.05$ ). Finite element stress analysis confirmed the results of experiments that measured the fracture strength of inlays. The highest stress was formed in lithium disilicate ceramics while the lowest stress was in resin nano ceramics under 400 N load.

**Conclusion:** Fracture strength results demonstrate that inlays can withstand the forces in the mouth. The results of finite element stress analysis were found to be compatible with mechanical analysis.

**Key Words:** CAD/CAM, ceramics, finite element stress analysis, fracture strength, inlays

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>ADA</b>	: American Dental Association – Amerikan Diş Hekimleri Birliği
<b>CAD/CAM</b>	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing- Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
<b>Co-Cr</b>	: Kobalt-Krom
<b>Dk</b>	: dakika
<b>Kg</b>	: kilogram
<b>Mm</b>	: milimetre
<b>MOD</b>	: Mesial-Distal-Okluzal
<b>MPa</b>	: Mega Pascal
<b>N</b>	: Newton
<b>TME</b>	: Temporo Mandibular Eklem
<b>Y-TZP</b>	: yttria-tetragonal zirconia polycrystal
<b>°</b>	: derece
<b>°C</b>	: Santigrat

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>		<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1.	CEREC CAD/CAM sistemi.....	11
Şekil 2.2.	Gerilme-Şekil değiştirme eğrisi.....	26
Şekil 3.1.	Hazırlanan kavite boyutları.....	29
Şekil 3.2.	Metal analog.....	29
Şekil 3.3.	Kullanılan seramik bloklar.....	30
Şekil 3.4.	Restorasyonların CEREC 4 sisteminde oluşturulması.....	31
Şekil 3.5.	Üniversal test cihazında inleyin kırılma testinin yapılması.....	32
Şekil 3.6.	Solidworks programında elde edilen modelin görüntüleri.....	33
Şekil 3.7.	Elastisite modülünün hesaplanması için örneğin üniversal test cihazı kullanılarak kırılması.....	34
Şekil 3.8.	Elastisite modüllerini hesaplama yöntemi.....	35
Şekil 3.9.	Nano sertlik testi ile poisson oranlarının hesaplanması.....	36
Şekil 3.10.	Üç nokta eğme testi ile eğilme dirençlerinin hesaplanması.....	36
Şekil 3.11.	ANSYS yazılımında inleyin mesh görüntüsü.....	37
Şekil 3.12.	ANSYS yazılımında tüm modellerin mesh yapısı.....	38
Şekil 3.13.	Model üzerinde kuvvetin uygulandığı yüzeyler (kırmızı alan) ve modelin sabitlendiği kısımlar (mavi oklar).....	39
Şekil 4.1.	Seramik grupların kırılma kuvveti değerleri (box-plot grafiği).....	42
Şekil 4.2.	Kırılma direnci testi sonrası örneklerin görünümü.....	42
Şekil 4.3.	Kuvvet-Şekil değişimi grafiği.....	43
Şekil 4.4.	Kuvvet-deplasman grafiği.....	45
Şekil 4.5.	Cerec Blocs için birinci asal gerilme.....	46
Şekil 4.6.	Cerec Blocs için üçüncü asal gerilme.....	47

<b>Şekil 4.7.</b>	Cerec Blocs için Von Mises gerilmesi.....	48
<b>Şekil 4.8.</b>	IPS e.max için birinci asal gerilme .....	49
<b>Şekil 4.9.</b>	IPS e.max için üçüncü asal gerilme .....	50
<b>Şekil 4.10.</b>	IPS e.max için Von Mises gerilmesi.....	51
<b>Şekil 4.11.</b>	IPS Empress için birinci asal gerilme .....	52
<b>Şekil 4.12.</b>	IPS Empress için üçüncü asal gerilme.....	53
<b>Şekil 4.13.</b>	IPS Empress için Von Mises gerilmesi.....	54
<b>Şekil 4.14.</b>	Enamic için birinci asal gerilme .....	55
<b>Şekil 4.15.</b>	Enamic için üçüncü asal gerilme .....	56
<b>Şekil 4.16.</b>	Enamic için Von Mises gerilmesi.....	57
<b>Şekil 4.17.</b>	Lava Ultimate için birinci asal gerilme.....	58
<b>Şekil 4.18.</b>	Lava Ultimate için üçüncü asal gerilme.....	59
<b>Şekil 4.19.</b>	Lava Ultimate için Von Mises gerilmesi .....	60
<b>Şekil 4.20.A.</b>	400 N yük altında inleylerde oluşan Von Mises gerilmeleri (Lava Ultimate, VITA Enamic .....	61
<b>Şekil 4.20.B.</b>	400 N yük altında inleylerde oluşan Von Mises gerilmeleri (IPS e.max CAD, CEREC Blocs, IPS Empress CAD) .....	62

## TABLULAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
<b>Tablo 2.1.</b> CEREC 4 sisteminde kullanılan seramiklerin yapıları, içerikleri ve kullanım alanları.....	14
<b>Tablo 3.1.</b> Sonlu elemanlar gerilme analizinde seramikler için uygulanan kuvvetler ve süreler .....	39
<b>Tablo 4.1.</b> Kırılma direnci testi sonucunda seramiklerin ortalama kırılma direnci, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri.....	41
<b>Tablo 4.2.</b> 3 nokta eğme testinden elde edilen; seramiklerin ortalama kırılma kuvveti, şekil değişim miktarı, eğilme dayanımı, elastisite modülü değerleri.....	44
<b>Tablo 4.3.</b> Nano sertlik testiyle hesaplanan; seramiklerin poisson oranları.....	44
<b>Tablo 4.4.</b> 400 N yük altında inleylerde oluşan Von Mises gerilme değerleri .....	63

# 1. GİRİŞ

Çürük lezyonlarının tedavisinde diş hekimlerinin kullanabileceği birçok materyal vardır. Materyallerin seçiminde hasta ile ilgili (lezyonun büyüklüğü ve lokasyonu, çiğneme kuvveti, çiğneme alışkanlığı, oral hijyen seviyesi, sistemik durum), materyal ile ilgili (dayanım, aşınma direnci, boyutsal stabilite ve renk stabilitesi) ve uygulanan teknik ile ilgili (direkt/indirekt) faktörler göz önünde bulundurulur. Estetiğe olan talep ve amalgamla ilgili biyouyumluluk konusundaki artan endişeler, diş rengindeki restorasyonların yapımında artışa neden olmuştur.<sup>1</sup>

Kompozitler kullanılarak, adeziv bonding sistemlerin yardımıyla tek seansta ve ölçü gerektirmeyen restorasyonlar yapılabilir. Ancak bu restorasyonlar polimerizasyon büzülmesi, aşınma, su absorpsiyonu ve renk değişimi gibi dezavantajlara sahiptir.<sup>2, 3</sup> Bununla birlikte estetik inley uygulamalar, uzun yapım sürelerine rağmen polimerizasyon büzülmesini en aza indirdiklerinden ve malzeme seçiminde birçok alternatifte sahip oldukları için özellikle fazla madde kaybı olan dişlerde direkt yöntemlere göre daha çok tercih edilebilirler.<sup>1, 4</sup>

İndirekt inleyler metal, kompozit veya seramik materyallerden hazırlanabilir. Seramiklerin iyi ısı izolasyonu sağlaması, biyouyumlu olması, inert olması ve mükemmel estetik sergilemesi gibi diğer materyallere göre üstün özellikleri vardır.<sup>5</sup> İlk geliştirilen seramiklerin posterior bölgede kullanımı aşırı okluzal kuvvetler nedeniyle sınırlı kalmıştır. Ancak seramik materyallerin yapılarındaki iyileştirmeler (lösit ilavesi gibi) daha dayanıklı restorasyonların oluşturulmasını sağlamıştır. Ayrıca son yıllarda lityum disilikat seramiklerin diş hekimliğine sunulmasıyla seramiklerin kullanım alanları genişlemiştir.<sup>6, 7</sup>

İndirekt inleylerin bir kısmı uzun zaman alan laboratuvar çalışmaları içerirken CAD/CAM sistemleri hasta başında tek seansta inley yapılmasını mümkün kılmaktadır.

CAD/CAM sistemlerde kısaca, hazırlanan kaviteden bir kamera yardımıyla optik ölçü alınır. Alınan ölçü üzerinde bilgisayar yazılımı ile üç boyutlu restorasyon oluşturulur ve freze ünitesinde restorasyon şekillendirilir.<sup>8</sup> Elde edilen restorasyon aynı seansta kaviteye uygulanır. CAD/CAM sistemlerin diğer avantajlarında önceden üretilmiş seramik bloklar üzerinde restorasyon hazırlandığı için yapının homojen olması ve, porozite içermediğinden dolayı da kırılma riskinin en aza inmiş olmasıdır.<sup>9</sup>

Restorasyonların kırılma dayanımları, laboratuvarında universal test cihazları ile gerçek kuvvet uygulanarak incelenebileceği gibi sanal ortamda sonlu elemanlar analizi gibi teorik yöntemlerle de incelenebilir. Sonlu elemanlar analizi yardımıyla; belirlenen kuvvetler altında, örneklerde oluşacak gerilme ve şekil değiştirme miktarları hesaplanabilir. Bu yöntemin avantajı laboratuvar çalışmalarına gerek kalmaksızın yaklaşık sonuçların elde edilebilmesidir.<sup>10</sup>

Sonlu elemanlar analizi, laboratuvar araştırmalarını doğrular nitelikte bir çalışma yöntemidir. Ancak literatürde inleylerin laboratuvarında ya da bilgisayar ortamında kırılma dayanımları ayrı ayrı incelenmiştir. Çalışmamızın amacı farklı içeriklere sahip CAD/CAM seramik inleylerin kırılma dayanımlarının laboratuvar ortamında ve sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi ve bu yöntemlerden elde edilen sonuçların karşılaştırılmasıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Diş Hekimliğinde Seramik

#### 2.1.1. Tarihçe

Arkeologlar, insanların M.Ö. 24000 yıllarında seramikten eşya yaptıklarını bulmuşlardır. Seramiğin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması ise 1700'lü yıllara dayanır. Bu tarihlerden önce, protezler insan ve hayvan kaynaklı diş ve kemiklerden hazırlanmaktaydı.<sup>11</sup>

1774 yılında eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ilk porselen dişleri üretmiş ve 1791 yılında yapay diş içeriğinin patentini almışlardır.<sup>12</sup> 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giuseppangelo Fonzi kendi geliştirdiği porselen dişlerin platin altyapıyla protezlere bağlanmasını sağlamıştır.<sup>11</sup>

Seramik tek diş restorasyon yapımı ise 1800'lü yılların sonlarına doğru gerçekleşmiştir. Logan, intra-radiküler retansiyon sağlayacak bir metalik posta porselen kuron ekleyerek seramik diş oluşturmuştur.<sup>12, 13</sup> 1889 yılında ise Charles H. Land ilk tam seramik jaket kuron yapmış<sup>14</sup> ve 1903 yılında patentini almıştır.<sup>11</sup>

1950'lerin sonlarında Abraham Weinstein metal altyapılı porselen kuronları geliştirmiştir. Bu sayede metal, porseleni kuvvetlere karşı daha dayanıklı hale getirmiş, ancak estetiğini olumsuz etkilemiştir.<sup>15</sup> Günümüzde de kullanılan bu restorasyonlar alerji<sup>16</sup>, dişeti renklenmesi<sup>17</sup> ve metal iyonların dişetine geçmesi<sup>18</sup> gibi sorunlara sahiptir. Bundan dolayı seramik materyalin kimyasal yapısında ve üretim tekniklerinde sürekli bir arayış devam etmektedir.

Günümüz diş hekimliğinde yüksek dirençli tam seramik materyaller; alüminyum oksit (alümina), zirkonyum oksit (zirkonya) ve preslenebilir, dökülebilir veya makinede işlenebilir özelliklere sahip cam seramiklerden oluşur. Bu seramik türlerinin yapısal özelliklerinin yanında klinikte uygulanabilir vasıflar taşınması da önemlidir.



1965 yılında McLean ve Hughes alüminyum oksit içeren core yapı (aluminous core) ve veneer porseleni geliştirmiştir.<sup>19</sup> Alüminyum oksit core porselen, yapıdaki kristalin fazın dağılımı sayesinde elde edilen güçlendirmeye tipik bir örnektir.<sup>20</sup>

Cam seramikler ise ilk olarak 1968'de McCulloch tarafından keşfedilmiştir. Döküm cam seramik ilk defa 1970 yılında Grossman tarafından tarif edilmiş, 1974'te Stookey tarafından sabit bir protezde uygulanmıştır. Preslenebilir cam seramikler aynı tarihlerde Wohwend tarafından tanıtılmıştır.<sup>11</sup>

Zirkonyanın ilk biyomedikal uygulamasının<sup>21</sup> 1969 yılında yapılmasına rağmen, Christel tarafından, 1988 yılında, yapay bir femur başının zirkonyadan üretilmesini izah eden ilk bildiri yazılmıştır.<sup>22</sup> Bu uygulamalar genişleyerek 1990'larda diş hekimliği alanında endodontik postları, implantları, implant abutmentleri, ortodontik braketleri, kuron alt yapıları ve sabit parsiyel protezlerin iskeletlerini içermeye başlamıştır.<sup>23-25</sup>

Seramik malzemelerin yapısal özelliklerinin yanında klinikte uygulanabilir vasıflar taşınması da önemlidir.<sup>26</sup> Üretim tekniği olarak diş restorasyonlarının makinede işlenebilmesi (CAD/CAM – Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) fikri 1970'lerde Duret tarafından ortaya atılmıştır. Bu fikir ilk olarak 1989'da Siemens firmasının tek seansta inley, onley ve laminate yapımını sağlayan CEREC isimli cihazı geliştirmesiyle hayata geçirilmiştir.<sup>11</sup>

### **2.1.2.Seramiklerin Sınıflandırılması**

Seramikler birçok parametreye göre sınıflandırılabilirler.

Seramiklerin kimyasal içeriğe göre sınıflandırılması;

1. Feldspatik porselenler: Potasyum feldspar, kuartz ve kaolin karışımından elde edilir. Kırılganlığı yüksek olduğu için metal veya metal içermeyen seramik sistemlerde veneer materyali olarak kullanılır.

2. Lösitle güçlendirilmiş feldspatik porselenler: Metal altyapı ile birlikte kullanılırlar. Yapıdaki lösit çatlak oluşumunu veya oluşan çatlığın ilerlemesini engeller.

3. Alüminyum oksit seramikler: Bu seramiklerin yapımındaki prensip, yüksek güç ve yüksek elastik modülüne sahip kristallerin seramiği güçlendirmesi ve sertleştirilmesi esasına dayanır.<sup>27</sup> Böylece feldspatik seramik kırılmaya karşı daha dirençli hale gelir.<sup>28</sup>

4. Cam-infiltrate seramikler: Bu sistemde, erimiş cam ile alüminyum oksitin yapısındaki boşluklar doldurularak geleneksel seramiklere göre daha iyi fiziksel özellikler elde edilir. In-Ceram buna örnektir.

5. Alüminyum oksit polikristalleri: Bu gruptaki seramikler minimum %95 saf alüminyum içerirler.<sup>27</sup>

6. Cam seramikler: Camın, 750-850 °C sıcaklıkta 1-6 saat beklendikten sonra kristalizasyon sıcaklığı olan 1000-1150 °C sıcaklığa çıkarılıp bekletilmesiyle seramikleştirme işlemi yapılır. Geleneksel seramiklere göre daha güçlü yapıdadır.

7. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler: Feldspatik porselen yapısındaki alüminyum oksite lösit kristallerinin eklenmesiyle elde edilir. Bu seramikler ısı ve basınç altında kalıba alınarak üretilirler.<sup>29</sup>

8. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler: Yine, ısı ve basınç altında kalıba alınarak üretilen ve %60 oranında lityum disilikat içeren seramiktir.

9. Zirkonyum oksit seramikler

Seramiklerin üretim tekniklerine göre sınıflandırılması;

1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri

a. Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D.)

b. Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D.)

c. Hi-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)

- d. In-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
2. Dökülebilir cam seramik sistemleri
  - a. Dicor (Dentsply, A.B.D.)
  - b. Cerapearl (Kyocera, A.B. D.)
3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (ısı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri)
  - a. IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
  - b. IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
4. CAD/CAM sistemleri
  - a. Laboratuvarında kullanılan sistemler
    - Cicero (Elephant Dental BV, Hoorn, Hollanda)
    - Cercon (DeguDent, Almanya)
    - Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
    - Precident DCS (Dental AG, Allschwil, İsviçre)
  - b. Üretim merkezli sistemler
    - Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)
    - Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)
  - c. Klinikte kullanılan sistemler
    - E4D (D4D Technologies, Richardson, TX, ABD)
    - Cerec (Sirona Dental, Almanya)

Üretim yöntemlerine göre seramikler ayrıntılı bir şekilde aşağıda verilmiştir.

#### **Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri**

**Cerestore:** Sozio ve Riley tarafından 1982 yılında geliştirilmiştir. Sozio ve Riley tarafından 1982 yılında geliştirilmiştir. Alüminyum oksit çekirdek yapı, enjeksiyonla

muflalanırken magnezyum oksitle reaksiyona girer. Bu reaksiyon sayesinde büzülme azaltılır ve restorasyonda kenar uyumu sağlanır.<sup>30, 31</sup>

**Optec:** Geleneksel yöntemlerle üretim yapılan bu sistem kristalin lösit içermektedir (%50,6). Bu kristaller gerilmelere karşı direnci artırır. Üç üyeli köprü yapılabilmesine rağmen, yarı şeffaf yapısı nedeniyle estetik sağlamak güçtür.<sup>32</sup>

**Hi-Ceram:** %20 alüminyum oksit içerir.<sup>33-35</sup> Materyal fırınlanarak ısıya dayanıklı güdük üzerinde pişirilir. Geleneksel seramiğe göre sertliği ve bükülme kuvvetlerine direnci daha fazladır.<sup>36</sup>

**In-Ceram:** %90 alüminyum oksit içeren materyaldir. Bu sistemde yapı, alüminyum oksit ve camın (lanthanum silikat) iç içe geçmesiyle oluşur.<sup>33, 34</sup>

#### **Dökülebilir Cam Seramik Sistemleri**

**Dicor:** 1980'lerde Grossman ve Adair tarafından geliştirilmiştir. Geleneksel olarak üretilen mum örnek muflaya alınır ve yerine cam dökümü yapılır.<sup>36, 37</sup> Elde edilen restorasyon şeffaftır ve ısı altında yapılan kristalizasyon işlemi ile buzlu görünümlü bir restorasyon elde edilir.<sup>31</sup>

**Cerapearl:** Sentetik apatit seramiğin doğal diş yapısını taklit edebileceği düşünülerek üretilen dökülebilir seramik sistemidir. Minedeki gibi hidroksiapatit kristalleri içerir.

#### **Sıkıştırılabilir Seramikler**

**IPS Empress:** Yüksek lösit içerikli ısı ve basınç altında şekillendirilen feldspatik porselendir.<sup>29, 36, 38</sup> Bu sistem metal döküm tekniğine benzer. Seramik materyal ısı altında döküm boşluğuna preslenir. Tek başına veya üzerine veneer seramiği yapılabilecek şekilde çekirdek yapı olarak kullanılabilir.<sup>34, 35, 39, 40</sup>

**IPS Empress 2:** Çekirdek yapının çoğunluğu lityum disilikattan oluşur. Geliştirilmesindeki amaç köprü yapılabilecek bir materyal üretmektir. Seramiğin

yapısındaki çatlak oluşumu, lityum disilikat kristalleri tarafından engellenir ve bükülme direnci artırılır.<sup>41, 42</sup>

### **CAD/CAM Sistemleri**

CAD/CAM terimi “Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing terimlerinin kısaltması olarak bilinir. Diş hekimliğinde kullanılan bu sistemlerin temel olarak 3 bileşeni vardır,<sup>43</sup>

1. Ağız içerisindeki geometriyi bilgisayar tarafından işlenebilecek veriye dönüştüren tarayıcı
2. Üretilcek restorasyonun dijital verilerini oluşturacak yazılım
3. Verileri istenilen restorasyona dönüştürecek olan üretim teknolojisi

### **Laboratuvarda kullanılan sistemler**

**Cercon:** 1998 yılından beri Zürich Üniversitesi’nde kullanılmakta olan sistem 2002 yılında Dentsply firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Beyaz ve renkli olmak üzere iki çeşit prefabrike zirkonyum blok kullanılır. Bloklar 9 üyeye kadar freze edilebilir. 16 üyeye kadar sinterleme işlemi yapılabilir.

**Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction):** Sistem; model hazırlığı, lazer tarama, dizayn, bilgisayar destekli üretim ve seramik sinterizasyonundan ibarettir. Alt yapı için alüminyum oksit ve zirkonyum oksitten oluşan seramik yüksek basınçta tepilerek sinterlenir. Daha sonra freze ünitesinde işlenir. Son olarak üzerine mine porseleni uygulanır.<sup>44, 45</sup>

**Everest:** Kavo firması tarafından 2003 yılında piyasaya sürülmüştür. Alçı modelin okunduğu bir optik tarayıcı kullanılır. Restorasyon dizaynı bilgisayar yazılımı ile yapılabildiği gibi, alternatif olarak mum modelajın taranmasıyla da elde edilebilir. Restorasyon milling motoruyla prefabrike bloklardan şekillendirilir. Tarayıcı alçı modele temas etmeden işlem gördüğü için modeli bozmaz. 5-akslı milledenme kabiliyeti ve

titanyum gibi çeşitli materyalleri milleden özelliği diğer sistemlerden ayrılmasını sağlar.<sup>46</sup>

**Precedent DCS:** 1990 yılında tanıtılan bu sistem tam seramik alt yapıların yapımında kullanılan bir tekniği kapsar. Zirkonyum esaslı bu alt yapılar 900 Mpa'lık bükülme dayanımına sahiptir. Bu özellik materyalin molar bölgede kullanılmasına olanak tanır.<sup>47</sup> Ancak sistemin pahalı olması ve uzun laboratuvar işlemleri gerektirmesi önemli dezavantajlar getirmektedir.<sup>48</sup>

### Üretim Merkezli Sistemler

**Procera:** Bu sistem 1987'de Anderson ve arkadaşları tarafından tanıtılmış ve patenti alınmıştır.<sup>49</sup> İlk olarak titanyum alt yapı üzerine porselen üst yapı kombinasyonu (Procera AllTitan) kullanılırken, sonraları metal alt yapı yerine alüminyum oksit (Procera AllCeram) veya zirkonyum (Procera AllZirkon) kullanılmaya başlanmıştır.<sup>50-53</sup> Bu sistemde klinikte bulunan CAD ünitesinde model, safir uç ile taranır<sup>45</sup> ve CAM işlemi için veriler Amerika veya İsveç'teki merkeze gönderilir.<sup>51</sup>

**Lava:** 2002 yılında 3M ESPE firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde optik tarayıcı, frezeleme makineleri ve sinterleme fırını bulunmaktadır.<sup>54</sup> Materyal olarak Y-TZP kullanılmaktadır.<sup>23</sup> Zirkonyum esaslı bu materyal sinterizasyon esnasında büzülme göstereceğinden, freze işlemi ile %20-25 büyütülmüş alt yapı hazırlanır.<sup>54, 55</sup> Kuron ve köprü alt yapıları üretim merkezlerinde de hazırlanabilir.<sup>54</sup>

### Klinikte Kullanılan Sistemler

CAD/CAM sisteminin bütün bileşenleri klinikte mevcuttur. Geleneksel ölçünün yerini tarayıcı olarak intra-oral kamera almıştır. Böylece indirekt restorasyonlar tek seansta yapılabilir.<sup>43</sup> Günümüzde E4D ve CEREC sistemleri bu gruba girmektedir.<sup>54</sup>

**E4D:** 2005 yılında piyasaya sürülen bu sistem, yansıtıcı sprey gerekmeden kırmızı lazer tarayıcı ile diş preparasyonunu tarayabilmektedir. Doğru morfolojiyi elde

edebilmek için hekim birçok noktadan görüntü almalıdır. CEREC sisteme göre üreticinin ücretsiz yazılım güncellemesi yapması avantaj iken, kullanılabilen prefabrike blokların sınırlı olması dezavantaj olarak gözükmektedir.<sup>54</sup> Freze ünitesi sayesinde tek seansta restorasyonlar oluşturmak mümkündür.

## **2.2.CEREC (CEramic REConstruction)**

### **2.2.1.CEREC Sistemin Geliştirilmesi**

Klinikte kullanıma sunulmuş ilk CAD/CAM sistemidir. 1980'lerde temel konsept Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilmiş ve yazılım mühendisi Dr. Alain Ferru tarafından CEREC yazılımı oluşturulmuştur.<sup>56</sup>

#### **CEREC I**

Bu prototip 1983'de üretilmiştir. Bu sistemde yalnızca inley, onley ve veneer yapımı sağlanabilmiştir.<sup>56</sup> Yazılımın 2 boyutlu olması restorasyonda okluzal anatomi ve kontakların oluşturulamamasına sebep olmuştur.<sup>57</sup>

#### **CEREC II**

CEREC I'in sınırlı özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla 1994'te geliştirilmiştir. Sisteme eklenen silindir elmas sayesinde tam ve parsiyel kuronların yapımı sağlanmıştır. Ayrıca okluzal anatominin sınırlı şekilde de olsa dizayn edilebilmesi geliştirilen bir özelliktir.<sup>57</sup>

#### **CEREC III**

2000 yılında piyasaya sürülmüştür. Sistem; taşınabilir bilgisayar, yazılım ve optik görüntüleme sistemini içeren bir ünite ve çift elmalı milling cihazından oluşuyordu.<sup>58</sup> 2003'te CEREC 3D yazılımı ile 3 boyutlu kapasiteye ulaşan sistem daha kullanışlı hale getirilmiştir. Günümüzde kullanılan CEREC 4 yazılımı, diş hekimine istenilen restorasyonların oluşturulması için kullanım kolaylığı ve süre avantajı sağlamaktadır.



Şekil 2.1. CEREC CAD/CAM sistemi

### 2.2.2.CEREC Sistemin Klinik Uygulaması

Preparasyon geleneksel restorasyonlarda yapılanlara benzemektedir. Ancak kullanılan materyallerin kırılma yapıları nedeniyle nihai restorasyon yapısında kalınlık 1 mm'den az olmamalıdır. Ayrıca basamaklı kesim tercihi zorunludur. Preparasyonda dikkat edilecek diğer noktalar;<sup>59</sup>

- Yüzeyler pürüzsüz hazırlanıp andırkatlar uzaklaştırılmalıdır.
- Kavite kenarları net görülebilmeli, marjinler belirgin olmalıdır.
- Inleylerde kavite tabanı mümkün olduğunca düz hazırlanmalıdır.

Bu hususlara dikkat edilerek yapılacak preparasyondan sonra restorasyonun tasarlanması için diş konturlarının dijitalize edilmesi gerekir.<sup>60</sup> CEREC sisteminde BlueCam veya OmniCam isimli intra-oral kameralarla ölçü işlemi gerçekleştirilir. OmniCam'in avantajı ölçüden önce yüzeylere görüntü alınmasını sağlayacak yansıtıcı sprey sıkılmasına gerek kalmamasıdır. Bir diğer avantajı da ağız içi dokuları kendi



renkleriyle göstererek özellikle marjinlerin belirlenmesinde kolaylık sağlamasıdır. Optik ölçü işleminde en önemli nokta, görüntünün restorasyon giriş yoluna paralel olacak şekilde tüm preparasyon yüzeylerinin eksiksiz olarak elde edilmesidir.<sup>61</sup> Ayrıca okluzal kontakların tespiti için karşıt dişlerin ve kapanışta iken her iki çene dişlerinin bukkal görüntüleri elde edilmelidir.

Ölçü işleminden sonra tasarım ve üretim gerçekleştirilir. CEREC 4 yazılımı ile dijital modeller oluşturulur, alt ve üst çene modelleri kapanışa getirilir. Preparasyon marjini çizilerek tanımlanır. Restorasyon giriş açısı tespit edilerek yazılımın uygun restorasyonu oluşturması istenir. Gerekirse restorasyonda değişiklikler yapılabilir. Son olarak uygun renkteki blok seçiminin ardından veriler milling cihazına aktarılır ve restorasyon elmas frezlerle kazınarak elde edilir.

### **2.2.3.CEREC Sistemin Avantajları**

- CEREC ile yapılan restorasyonlar uzun ömürlüdür ve klinik başarı göstermektedir.<sup>62</sup>
- Kullanılan CAD/CAM bloklar mükemmel yakın şartlarda üretilirler. Böylece restorasyonların dayanımı daha fazla olur.<sup>63</sup>
- Bilgisayar kullanımı insan kaynaklı hataları ortadan kaldırır ve alınan ölçüye uygun, mikrometre düzeyinde restorasyonlar sağlar.<sup>64</sup>
- Tek seansta istenilen işlem bitirebilir.
- Ölçü maddesi kullanımı, geçici restorasyon yapımı gibi ek maliyet gerektirecek işlemler ortadan kaldırılır.<sup>65</sup>

### **2.2.4.CEREC Sistemin Dezavantajları**

- Sistemin fiyatı yüksektir (200000 TL üzeri)
- Monokromatik bloklar kullanıldığında restorasyonun rengi istenildiği gibi olmayabilir.<sup>66</sup>

- Diş eti altındaki bitim kenarlarından ölçü almak oldukça zordur.<sup>66</sup>
- Restorasyonun uyumlandırılması geleneksel laboratuvarda yapılanlara göre daha zordur.<sup>66</sup>

Ancak bu dezavantajların bazıları hekimin tecrübe kazanmasıyla zamanla giderilebilir.

#### **2.2.5.CEREC 4 Sisteminde Kullanılan Seramikler (Tablo 1.1)**

CEREC sistemde kullanılacak materyallerde şu özelliklerin bulunması gerekir;

- Hızlı bir şekilde işlenebilmeli
- Cila, glazür, renklendirme gibi bitim işlemleri kolaylıkla yapılabilmesi,
- Milling işlemine karşı dayanıklı olmalı
- Klinik olarak kabul edilebilir restorasyonlar oluşturulabilmesi
- Okluzyondaki dişlerde aşınmaya neden olmamalıdır.

#### **Feldspatik porselen esaslı seramikler**

##### **CEREC Blocs ve CEREC Blocs PC**

İnley, onley, veneer ve tam kuron yapımında kullanılabilir. Yüksek estetik özellikleri, iyi cilalanabilirlikleri, karşıt dişlerde aşınma meydana getirmemeleri avantajları olarak sayılabilir. Zirkonyum alt yapılara üst yapı şeklinde eklenerek köprülerde de kullanılabilirler. Ancak kırılma dirençleri 120 MPa civarında olduğu için tek başlarına köprü yapımında kullanılmazlar. CEREC Blocs PC, farklı tabakalarda farklı renk tonlarındaki yapısından dolayı milling işleminden sonra herhangi bir karakterizasyona ihtiyaç duymaz.

##### **VITA Mark II**

Abrasyon özellikleri mineye oldukça benzerdir. Bunda en etkili faktörlerden biri partikül büyüklüğünün 4µ olmasıdır. Kırılma dayanımı 150 MPa'dır. Hidroflorik asit ile

**Tablo 1.1.** CEREC 4 sisteminde kullanılan seramiklerin yapıları, içerikleri ve kullanım alanları

Ticari İsim	Üretici Firma	Yapı	İçerik (% wt)	Kullanım Alanı
Cerec Blocs, Cerec Blocs PC	SIRONA	Feldspatik	SiO <sub>2</sub> 56 - 64 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 20 - 23 Na <sub>2</sub> O 6 - 9 K <sub>2</sub> O 6 - 8 CaO 0,3 - 0,6 TiO <sub>2</sub> 0,0 - 0,1	-Tek diş restorasyonlar -Köprü üst yapı
Mark II	VITA	Feldspatik	SiO <sub>2</sub> 56 - 64 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 20 - 23 Na <sub>2</sub> O 6 - 9 K <sub>2</sub> O 6 - 8 CaO 0,3 - 0,6 TiO <sub>2</sub> 0,0 - 0,1	-Tek diş restorasyonlar -Köprü Üst Yapı
TriLuxe, TriLuxe forte	VITA	Feldspatik	SiO <sub>2</sub> 56 - 64 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 20 - 23 Na <sub>2</sub> O 6 - 9 K <sub>2</sub> O 6 - 8 CaO 0,3 - 0,6 TiO <sub>2</sub> 0,0 - 0,1	-İnley dışındaki tek diş restorasyonlar
RealLife	VITA	Feldspatik	SiO <sub>2</sub> 56 - 64 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 20 - 23 Na <sub>2</sub> O 6 - 9 K <sub>2</sub> O 6 - 8 CaO 0,3 - 0,6 TiO <sub>2</sub> 0,0 - 0,1	-Veneer -Ön grup dişlerde tam kuron
IPS Empress CAD	IVOCLAR	Lösitle güçlendirilmiş cam seramik	SiO <sub>2</sub> 60 - 65 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 16 - 20 K <sub>2</sub> O 10 - 14 Na <sub>2</sub> O 3.5 - 6.5 Diğer oksitler 0.5 - 7.0 Pigmentler 0.2 - 1.0	-Tek diş restorasyonlar
IPS e.max CAD	IVOCLAR	Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik	SiO <sub>2</sub> 57 - 80 Li <sub>2</sub> O 11 - 19 K <sub>2</sub> O 0 - 13 P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> 0 - 11 ZrO <sub>2</sub> 0 - 8 ZnO 0 - 8 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0 - 5 MgO 0 - 5	-Tek diş restorasyonlar
Cerec Blocs C In	SIRONA	Silikat cam seramik	SiO <sub>2</sub> 55 - 65 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 17 - 24 Na <sub>2</sub> O 5 - 9 K <sub>2</sub> O 7 - 11 B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0 - 2	-Veneer -Ön grup dişlerde tam kuron
Lava Ultimate	3M ESPE	Resin nano seramik	<i>Seramik(%80)</i> <i>Resin(%20)</i>	-Tek diş restorasyonlar
Enamic	VITA	Resin nano seramik	<i>Seramik(%86):</i> SiO <sub>2</sub> 58-63 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 20-23 Na <sub>2</sub> O 6-11 K <sub>2</sub> O 4-6 B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0.5-2 CaO < 1 TiO <sub>2</sub> < 1 <i>Polimer(%14):</i> PMMA	-Tek diş restorasyonlar

yüzev işlemleri yapıldığında dişle bağlanması klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir. Bütün tek diş restorasyonlar ve köprü üst yapıları için endikedir.

### **VITA Triluxe, Triluxe Forte, Reallife**

Yapı olarak Mark II ile aynı olan bu blokların geliştirilmesindeki amaç diş dokusuna benzer estetik restorasyonlar oluşturmaktır. Bunun için tek renkli Mark II bloklarından farklı olarak değişik renk yoğunluklarına sahip bloklar üretilmiştir. Üretici firma TriLuxe ve TriLuxe forte için inley dışındaki tüm tek diş restorasyonlarında kullanımı önerirken, yüksek estetik özelliklerinden dolayı Reallife blokların veneer ve anterior bölge kuronlarında kullanımını önermektedir.

### **Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

#### **IPS Empress CAD**

160 MPa'lık kırılma dayanımına sahiptir. Yüksek estetiği ve özellikle bukailemun özelliği avantajı olarak sayılabilir. Yüksek translüsenlik ve düşük translüsenlik gösteren iki grup ve bu gruplarda farklı renk seçenekleri mevcuttur. Yüksek translüsenlik gösteren bloklar inley gibi küçük restorasyonlarda tercih edilirken düşük translüsenlik gösteren bloklar tam kuron gibi daha büyük restorasyonlarda kullanılırlar.

### **Lityum Silikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

#### **IPS e.max CAD**

Bu materyal milling işlemine alınabilmesi için başlangıçta yumuşaktır ve mavimsi bir renge sahiptir. Miling işleminden sonra materyal, kristalizasyon için 850°C'de ortalama 20-30 dk bekletilir. Bu uygulama ile 360 Mpa'lık kırılma dayanımına ve doğal diş rengine sahip olur. Bloklar translüsenlik olarak üçe ayrılır. IPS Empress CAD bloklarda olduğu gibi yüksek ve düşük translüsenlikteki blokların yanında yüksek opasiteye sahip MO bloklar vardır. Bunlar renkleşmiş dişlerde alt yapı olarak kullanılırlar.

## **Silikat Cam Seramikler**

### **CEREC Blocs C In**

Yüksek kromatik yapılı dentin ve translüsens özellikteki mine aynı blok içerisinde bulunur. Bilgisayar yazılımı sayesinde restorasyon, milleden önce blok içerisine istenen yere yerleştirilir. Böylece ileri derecede estetik elde edilmiş olur. Üretici ön bölge kuronlarda ve veneer yapımında kullanımı önermektedir. Ön bölge dişler için üretildiğinden molar dişlerde estetik açıdan kullanımı kontrendikedir.

### **Resin Nano Seramikler**

Bu gruptaki materyaller 2013 yılında ADA tarafından seramik benzeri diğer millenebilir porselen/seramik materyaller olarak kabul edilmiştir.

#### **3M ESPE Lava Ultimate**

Ağırlıkça %80 seramik, %20 resinden oluşur. Yapıya resin ilavesinin amacı çigneme kuvvetlerinin oluşturduğu gerilmeyi azaltmaya çalışmaktır. 240 MPa civarında kırılma dayanımına sahiptir. Karşit çene dişlerinde cam seramiklere göre daha az abrazyona sebep olur. İçeriğindeki resin nedeniyle fırınlanmaz ve dolayısıyla glazür işlemi yapılamaz.

#### **VITA Enamic**

Lava Ultimate bloklara benzer özelliklere sahiptir. Ağırlıkça %86 seramik, %14 polimer ağından oluşur.

### **2.3. Kırılma ve Çeşitleri**

Katı bir cismin kuvvet altında iki veya daha fazla parçaya ayrılmasına kırılma denir ve makroskobik olarak sünek ve gevrek olmak üzere iki grupta ele alınır.<sup>67(s.425-428)</sup>

**Sünek Kırılma:** Oluşan çatlakın büyümesi esnasında önemli ölçüde şekil değişimi gözlenir. Çatlak boşlukların oluşması ve birleşmesiyle meydana gelir ve yavaş ilerler. Kırılma yüzeyleri mat ve lifli görünüm alır.

**Gevrek Kırılma:** Çatlak hızlı bir şekilde ilerler. Kırılma aniden meydana gelir ve şekil değişimini önemsiz derecede az olur. Kırılma yüzeyi parlak ve taneli bir görünüm alır. Gevrek kırılmanın önceden fark edilmesi çok zordur ve bu özelliğinden dolayı malzemelerin bu kırılma türüne sahip olması istenmez. Genellikle camlar ve seramikler gevrek olarak kırılırlar.

Kırılma yüzeyinin yapısına göre de kayma kırılması ve ayrılma kırılması şeklinde iki çeşit kırılma olur.<sup>67(s.8-10)</sup>

**Kayma kırılması:** Atomların en yoğun olduğu düzlemlerde oluşur. Kayma kırılmasının göstergesi homojen olmayan bölgesel plastik deformasyonlardır. Kayma direnci düşük olan düzlemlerde atom bağlarının kopmasıyla oluşur.

**Ayrılma Kırılması:** Bu kırılma atomların en az yoğun olduğu düzlemlerde oluşur. Düzleme dik doğrultudaki normal gerilmelerin atomlar arası bağı koparmak için kritik değeri aşmasıyla oluşan ayrılma kırılmasıdır. Gevrek kırılma genellikle ayrılma kırılması şeklinde oluşur.

Kırılma çatlak ilerleme tipine göre de ikiye ayrılır.<sup>67(s.425-428)</sup>

**Taneler Arası Kırılma:** Bazı durumlarda taneler arası kohezyon kuvveti düşük olabilir. Bu durumda çatlak ilerlemesi tanelerin birbirlerinden ayrılmasıyla meydana gelir ve kırılma oluşur.

**Tane İçi Kırılma:** Genellikle taneler arası kohezyon kuvveti yüksek olur ve çatlak düşük mukavemetteki tanelerden ilerler.

### 2.3.1.Seramiklerin Kırılma Mekanizması

Diş hekimliğinde seramik materyallerin yüzyıllardır kullanılıyor olması ulaşılabilirliklerine ve üstün estetik özelliklerine bağlanabilir. Son yıllarda yapılarındaki güçlendirmelerin yeterli olup olmadığı tartışmalıdır ve özellikle tek başlarına tek diş restorasyonlardan başka ancak uygun alt yapılarla köprülerde kullanılmaktadırlar. Sert

yapıda olmalarına rağmen kırılma özelliği göstermeleri bu materyallerin en büyük dezavantajı sayılabilir. 1920 yılında Griffith camların kırılma özellikleriyle ilgili bir yaklaşımda bulunmuştur.<sup>68</sup>

### **Griffith Teoremi**

Griffith, cam yapısında var olan ya da sonradan oluşan mikro çatlakların, kuvvet altında büyüyerek materyalin zayıflamasına ve öngörülenden daha erken kırılmasına neden olduğu yönünde bir fikir ortaya atmıştır.<sup>69</sup>

Thompson ve arkadaşlarının<sup>70</sup> yaptığı bir çalışmada Dicor ve Cerestore seramik kuronların kırılmaları ele alınmıştır. Kırılmaların okluzal yüzeydeki hasarlı bölgelerden oluşmadığı bulunmuştur. Dicor kuronlarda iç yüzeylerden, Cerestore kuronlarda çekirdek yapıdan çatlak başlayarak kırılma oluşmuştur.

Seramiklerde çatlak oluşumu ve ilerlemesiyle ilişkili birçok faktör vardır.<sup>71</sup>

- Restorasyonun şekli
- Mikro yapıdaki homojen olmayan düzensizlikler
- Yüzeyel kusurların büyüklük ve dağılımları
- Cila veya termal işlemler sırasında oluşan gerilmeler
- Restorasyonla ilişkide olan çevre yapılar
- Restorasyon kalınlığı
- Restoratif materyalin elastik modülü
- Uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü

### **2.3.2. Materyallerin Kırılma Testleri**

**Çekme Testleri:** Bu test metodu seramik materyallerin kırılmadan önceki şekil değiştirmelerinin az olması nedeniyle pek tercih edilmez.<sup>72</sup> Bu şekil değişimi seramikler için genellikle %0.1 kadardır. Ancak materyallerin elastik modülü, poisson oranı gibi

birçok mekanik özelliklerinin tespit edilebilmesi bu test metodunun önemli bir avantajıdır.

**Makaslama Testleri:** Bu testlerde genellikle örnek bir silindir içine gömülür ve bir uç yardımı ile kırılma olana kadar kuvvet uygulanır. Kuvvetin uygulandığı uçlar dikdörtgen tabanlı veya bıçak sırtı şeklinde olabilir. Bıçak sırtı şeklindeki uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uyguladıkları için daha çok tercih edilirler.<sup>73</sup>

**Üç Noktadan ve Dört Noktadan Eğme Testleri:** Seramik materyaller için daha uygun olan bu test metodlarında basit silindirik ya da dikdörtgenler prizması şeklinde örnekler hazırlanır.<sup>72</sup> Üç noktadan eğme testinde materyalin orta noktasına, dört nokta eğme testinde materyalin iki farklı noktasına kuvvet uygulanır ve kırılma gerçekleştirilir. Test karmaşık değildir ve örnek hazırlaması kolaydır.<sup>74</sup> Ancak yüzey cila farklılıkları ve örnek boyutlarındaki küçük değişiklikler sonuçlarda farklılıklara neden olabilir.<sup>75</sup>

**Kırılma Tokluğu Testleri:** Vickers sertlik test cihazı kullanılarak seramik materyalde çatlaklar oluşturulur. Çatlak boylarının elmas ucun bıraktığı iz büyüklüğüne oranı ile malzemenin kırılma tokluğu elde edilir.<sup>74</sup>

Farklı bir yöntemde ise çubuk şeklindeki örnekte bir çentik oluşturulur ve dört nokta eğme testine benzer şekilde kırma işlemi gerçekleştirilir.<sup>76</sup>

**Fraktografi:** Kırılma yüzeylerinin analizidir. Bu teknik başlangıç çatlağı ve ilerleyen ayrılmaların sonucu olan kırılma yüzeylerinin morfolojisini inceleme esasına dayanır.<sup>77</sup>

**Kırılma Dayanımı:** Diğer test metodlarında ölçümler basit geometrik şekilli örneklerden yapılmaktadır ve tam olarak klinik şartları yansıtmaz.<sup>72</sup> Anatomik formda hazırlanan seramik örneklerin kırılma dayanımı testleri, malzemenin davranışını belirlemede daha yararlı olabilir.<sup>78</sup> Bu test inley, kuron, köprü gibi örneklerin kuvvet



altında kırılmalarını sağlayarak yapılır. Ancak bu test metodunda her çalışma farklı dizayn edilebileceği için çalışma sonuçlarını birbirleriyle karşılaştırmak oldukça zordur.<sup>72</sup> Buna rağmen piyasaya yeni sürülen bir materyal önceki çalışmalarda kullanılan materyallerle benzer laboratuvar şartlarında test edilip karşılaştırılabilir.<sup>79</sup> Bununla birlikte bu metot bile klinik koşulları tam olarak ortaya koyamaz ve aralarında farklılıklar olabilir.<sup>80</sup>

#### **2.4. Gerilme Analiz Yöntemleri**

Gerilme analiz yöntemleri, bir cisme uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı yerleri ve buna göre cismin nasıl şekillendirilmesi gerektiğini gösteren yöntemlerdir.<sup>81</sup> Diş hekimliğinde materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve biyolojik yapılarda oluşan gerilmelerin tespit edilmesi amacıyla gerilme analizlerinin yapılması oldukça önem kazanmıştır. Bu analizlerin yapılabilmesi için gerilme ve şekil değişimine neden olan çiğneme kuvvetleri karşısında materyallerin mekanik özelliklerinin bilinmesi gerekir.<sup>82</sup>

Fonksiyonel kuvvetler altında doğal diş ve restorasyonlara gelen kuvvetlerin oluşturduğu gerilme alanlarını tespit etmek ve buna göre restorasyonları optimal düzeyde yapabilmek gerilme analiz yöntemleriyle gerçekleştirilir. Bu yöntemler,<sup>83-85</sup>

1. Kırılgan vernik kaplama tekniği ile gerilme analizi
2. Fotoelastik gerilme analizi
3. Gerinim ölçer ile gerilme analizi
4. Lazer ışını ile gerilme analizi
5. Termografik gerilme analizi
6. Sonlu elemanlar gerilme analizidir.

Canlı dokular üzerinde gerilme analizlerinin yapılması çok zor veya imkansızdır ve maliyeti yüksektir.<sup>86, 87</sup> Bu nedenle gerilme analiz çalışmalarının dokuların modelleri

üzerinde yapılması daha uygun olur.<sup>88</sup> Sonuçların güvenilir olması için, bütün analizlerde model ve dokunun uyumlu olması gerekir.<sup>87</sup>

**2.4.1.Kırlgan Vernik Kaplama Tekniği:** Vernik, incelenecek cisim üzerine homojen şekilde püskürtülür. Cisme kuvvet uygulandığında, kuvvete dik yönde vernikte çatlaklar meydana gelir. Çatlağın sık olduğu bölgeler, kuvvetten en çok etkilenen bölgelerdir.<sup>85</sup>

**2.4.2.Fotoelastik Gerilme Analizi:** Bu yöntem transparan materyallerin kuvvet altında renk değişikliği gösterme özelliklerine ve bu renk değişikliklerinin polarize ışık altında incelenmesi esasına dayanır.<sup>89</sup> Geometrik şekilde olmayan materyallerde kuvvetin akışı bu yöntemle gözlenebilir.<sup>85</sup>

**2.4.3.Gerinim Ölçer ile Gerilme Analizi:** Yük altındaki cisimlerin yapılarında oluşan doğrusal şekil değiştirmeler gerinim ölçerler kullanılarak belirlenebilir.<sup>85</sup>

**2.4.4.Lazer Işımı ile Gerilme Analizi:** Girişim ölçer (interferometre) isimli alet ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçer. Bu saçakların değerlendirilmesi ile dokular arasındaki karmaşık basınç etkileşimleri ölçülebilir.<sup>85</sup>

**2.4.5.Termografik Gerilme Analizi:** Bu metot, kuvvet karşısında materyalde oluşan moleküler ısı değişikliklerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Oluşan ısı değişiklikleri materyal üzerinde belirli noktalarda incelenir ve ortaya çıkan gerilme ile orantılı olarak ilişkilendirilir.<sup>85</sup>

**2.4.6. Sonlu Elemanlar Yöntemi (Finite Element Method – FEM):** Yapısal mühendislik sorunlarını gidermede sayısal çözümleme amacıyla kullanılmaya başlanmıştır.<sup>82</sup> Bu yöntem temel olarak yapının çok sayıda sonlu elemana ayrılmasına ve bu elemanların özelliklerine göre tüm yapının özelliklerinin tespit edilmesine yönelik matematiksel modelleme tekniğidir.<sup>90</sup> İlk olarak 1960'lı yıllarda havacılık endüstrisinde

problemlerin çözümü için kullanılmış ve zamanla mühendisliğin tüm alanlarında, tıp ve diş hekimliği alanlarında da kullanılmaya başlanmıştır.<sup>90, 91</sup>

Pratikte bir sonlu eleman analizi üç temel basamaktan oluşur;<sup>92</sup>

**Ön İşlem (Pre-processing):** Kullanıcı, analiz edilecek parçanın bir modelini oluşturur. Bu modelin geometrisi düğüm adı verilen ayrı noktalara bağlı olan bölgeciklere (elemanlara) bölünür. Bu modellerin oluşturulması oldukça zaman alıcıdır. Ancak CAD vasıtasıyla önceden elde edilmiş veriler kullanılarak daha uygun şekilde yapılabilir.

**Çözüm (Solution):** Veriler sonlu elemanlar bilgisayar programına aktarılır ve sistemin problemi çözmesi istenir.

**İşlem Sonrası (Post-processing):** Gerçekleştirilen analizler sonrasında, elde edilen gerilme ve/veya şekil değiştirme değerleri matematiksel olarak elde edilir. Elde edilen bu değerler iserenk skalaları yardımıyla gösterilir ve yorumlanabilir.

Sonlu elemanlar yöntemi diş hekimliğinde 1969 yılından sonra kullanılmaya başlanmıştır.<sup>93, 94</sup>

Diş hekimliğinde kullanım alanları;<sup>95</sup>

- Dental materyaller

Diş (Mine, dentin, sement)

Dolgu materyalleri (amalgam, kompozit rezin, cam-ionomer)

Yapıştırma simanları

Seramikler

Metaller

Post ve kanal dolgu maddeleri

- Oral ve maksillofasiyal yapılar

Çene kırıkları ve bunların fiksasyonu, osteotomi

TME

Periodontal dokular (periodontal ligament, alveol kemiği)

Trabeküler kemik, kortikal kemik

İmplant, mini vida ve plak

- Ortodontik tedavilerde diş hareketleri ve apareyler

- Konservatif ve endodontik tedaviler, kavıterin modellenmesi, kök-

kanal içi gerilmeler

- Dental restorasyonlar

Dolgu materyalleri

Kuron-köprü

Sabit ve parsiyel protezler

Birçok çalışmada sonlu elemanlar analizinin diğer gerilme analiz yöntemlerine göre daha avantajlı olduğu bildirilmiştir.<sup>93, 96</sup>

#### **Sonlu Elemanlar Gerilme Analizinin Avantajları**<sup>84, 93, 94, 97, 98</sup>

- Karmaşık geometriye sahip cisimler incelenebilir.

- Analiz sonuçları hem modelin bütünü için hem de incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir.

- Deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.

- İstenilen sayıda ve farklı malzeme özellikleri ile farklı modeller oluşturulabilir.

- Gerilme dağılımı ve yer değiştirilmeler hassas bir şekilde görülebilir.

- Yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temas durumu gerçeğe yakın şekilde belirlenebilir.

- Uygulanan kuvvetler, malzemeler ve geometri değişikliği kolayca yapılabilir ve analiz tekrar edilebilir.

- Non-invaziv bir tekniktir.
- Malzeme özelliklerinin doğru verilmesiyle gerçeğe çok yakın modeller elde edilir.
- Doğal dokular, diş ve çevre yapılar simüle edilebilir.

### **Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminde Temel Kavramlar**

Bir katı cismin uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği tepki mekanik davranış olarak tanımlanır. Bu davranışın biçimi mekanik özellikleri belirler. Mekanik özellikler farklı türde zorlamalar altında oluşan gerilme ve şekil değiştirmeleri ölçerek ve gözleyerek saptanır. Cisimler artan dış zorlamalar altında önce şekil değiştirir, sonra dayanımını yitirerek kırılırlar.<sup>99</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin çoğunun belli mekanik özelliklere sahip olması gerekir. Örneğin belirli malzemeler, ısırma kuvvetlerine dayanacak kadar kuvvetli ve sert olmalıdır. Bazıları ise, yük altında şekillerini korumak için rijit olmalıdır. Bu özellikler genellikle gerilme-şekil değiştirme arasındaki ilişki vasıtasıyla tanımlanır.

**Gerilme:** Bir yapıya dışardan bir kuvvet uygulandığında, yapı içerisinde aynı büyüklükte ancak ters yönde bir iç kuvvet oluşur. Gerilme, basit olarak yapılan basma veya çekme esnasında birim alana düşen iç kuvveti ifade eder. Kuvvet kesite dik ise ve boy değişimlerine (uzama veya kılma) yol açıyorsa “normal gerilme” adı verilir. Kuvvet kesit içinde ise ve açı değişimine neden oluyorsa, “kayma gerilmesi” adı verilir. Normal gerilmeler (+) işaretli ise çekme, (-) işaretli ise basma anlamına gelir. Bir parçaya etki eden kuvvet ve momentler, parçada hem normal gerilme hem de kayma gerilmesi oluşturabilir. Gerilmenin birimi pascal’dır (Pa) ve 1 metre kareye uygulanan 1 Newton yükün oluşturduğu şekil değişimi olarak ifade edilir.<sup>100</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin testi için kullanılan en yaygın metotlardan birisi üç noktadan eğme testidir. Materyalin orta noktasına uygulanan kuvvetin oluşturduğu gerilme şu formülle ifade edilir;

$$\text{Eğilme Gerilmesi} = \frac{3FL}{2bd^2}$$

Burada;

$L$ ; destek noktalarının uzaklığını

$b$ ; örneğin genişliğini

$d$ ; örneğin kalınlığını gösterir.

**Şekil Değişirme (Strain):** Uygulanan kuvvetin yapıda boyutsal değişikliklere neden olmasıdır. Aşağıdaki formülle ifade edilir;

$$\text{Şekil değişimi} = \frac{\text{Boyut değişikliği}}{\text{İlk boyut}}$$

Şekil değişimi, uygulanan kuvvet kalktıktan sonra materyalin ilk haline dönmesiyle geri dönüşümlü (elastik – tersinir) olabilir ya da materyalde deformasyon (plastik – kalıcı) meydana gelebilir. Üçüncü bir ihtimal ise şekil değişiminin kısmi olarak düzelmesidir. Şekil değişiminde geri dönüşüm miktarı materyallerin elastik özellikleriyle ilgili bir durumdur.<sup>100</sup>

**Poisson Oranı:** Malzemeye uygulanan kuvvete 90°'lik bir açıyla boyutsal olarak bir değişiklik meydana gelir. Çekme kuvvetleri altında kuvvet yönünde uzama olurken diğer yönlerde boyutsal kısalma meydana gelir. Basma kuvvetleri altında ise kuvvet yönünde kısalma olurken diğer yönlerde boyutlarda artış oluşur. Yanal şekil değişiminin aksenal şekil değişimine oranıdır.

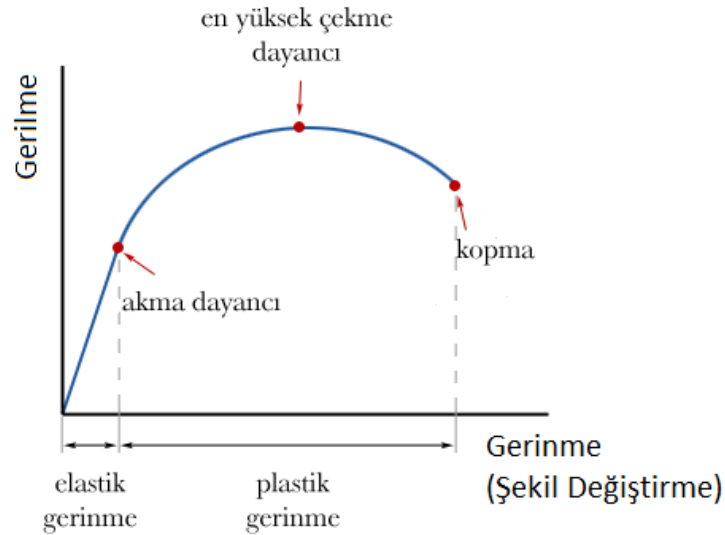
**Gerilme - Şekil değişimi ilişkisi:** Gerilme ve şekil değişimi bağımsız değil, tamamen birbirleriyle ilişkili özelliklerdir. Bu ilişki sıklıkla materyallerin mekanik

özelliklerinin belirlenmesinde kullanılır. Gerilmenin şekil değişimine oranı elastisite modülü (Young modülü) olarak tanımlanır;

$$\text{Elastisite Modülü} = \frac{\text{Gerilme}}{\text{Şekil değişimi}}$$

Elastisite modülü atomlar arasındaki bağların kuvvet altında esnemelerinden oluşur. Oluşan gerilmeye karşı şekil değiştirme ne kadar az olursa elastisite modülü de o derecede yüksektir. Malzemenin sertliği ile doğru orantılı bir özelliktir.

Gerilmenin şekil değişimine oranı belli bir noktaya kadar sabittir. Ancak bu noktadan sonra uygulanan gerilme arttıkça malzemede oluşan şekil değişimi kalıcı olur ve oran sabit kalmaz. Bundan sonra malzeme elastik yerine plastik davranış göstermeye başlar. Fazla miktarda plastik davranış gösteren ve kalıcı deformasyona sahip materyaller sünek (ductile) olarak adlandırılırlar. Az plastik davranış sergileyen ya da hiç sergilemeyen materyaller ise gevrek (brittle) olarak isimlendirilir.<sup>100</sup>



**Şekil 2.2.** Gerilme-Şekil Değişirme Eğrisi

## **Sonlu Elemanlar Analizlerinde Kullanılan Bilgisayar Yazılımları**

Sonlu elemanlar yöntemi ilk kez kullanılmaya başlandığında süper bilgisayarlara ihtiyaç duyuluyordu. Ancak teknolojiye ilerlemeler sayesinde analiz yazılımları günümüz bilgisayarlarındaki yerini alabilmiştir. Sonlu elemanlar analiz yazılımları linear, non-linear, implicit (kapalı sonlu) ve explicit (açık sonlu) olabilir. Bazı programlar ise farklı konulara yönelik özel olarak geliştirilmiştir.<sup>101</sup>

Diş hekimliği ve mühendislikte sonlu elemanlar analizi için kullanılan başlıca yazılımlar; ALGOR, ABAQUS, ANSYS, COMSOL, FEMTOOLS, NASTRAN, SAP 2000, VISUALFEA ve ZEBULON'dur.<sup>101</sup>



### **3. MATERYAL VE METOT**

Bu çalışmada çeşitli içeriklere sahip CAD/CAM seramik bloklardan üretilen inleylerin laboratuvar ortamında kırılma dayanımları test edildi. Elde edilen sonuçlar sonlu elemanlar yöntemi ile gerçekleştirilen analiz sonuçları ile karşılaştırıldı. Çalışmamız Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümü ve Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümü araştırma laboratuvarlarında gerçekleştirildi. Çalışmamız, Atatürk Üniversitesi BAP Koordinatörlüğü tarafından desteklendi (Proje no: 2011/305).

#### **3.1.Mekanik Analizler**

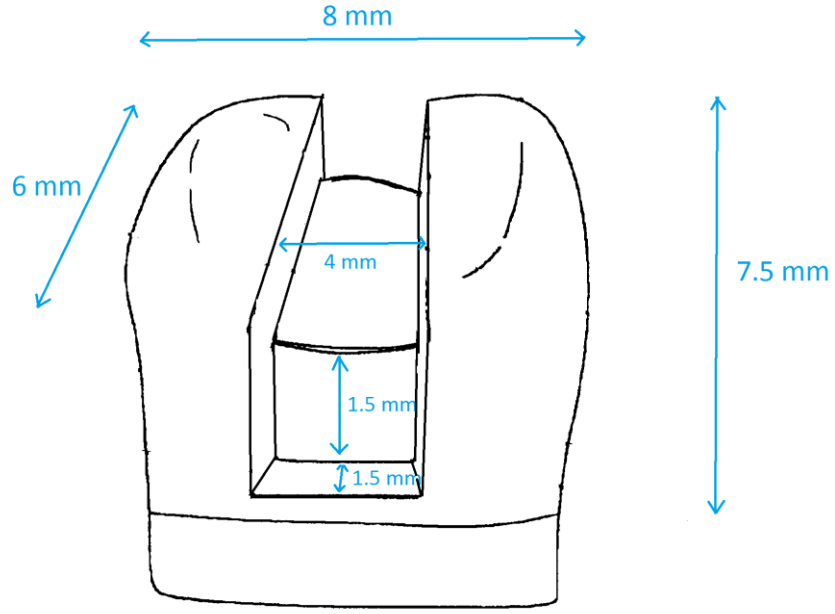
##### **3.1.1.İnley Preparasyonu**

Kırılma dayanımı testleri için kullanılan metal analogların yapımından ve sonlu elemanlar analizi için modelleme işlemlerinden önce örnek bir inley preparasyonu hazırlandı. Sert plastikten yapılmış bir sağ üst ikinci küçük azı dişine (Frasaco GmbH, Tettngang, Almanya) su soğutması altında aeratör ile MOD inley kavitesi açıldı. Kullanılan dişin boyutları mesio-distal yönde 6 mm, vestibülo-palatinal yönde 8 mm, kuron boyu 7.5 mm idi. İnley kavitesi ise; okluzal yüzün en derin noktasından kavite tabanı arası mesafe 1.5 mm, fırça yüzeylerinin vestibülo-palatinal yöndeki boyutu 4 mm, okluzal yüzeyde vestibülo-palatinal yöndeki en kısa istmus mesafesi 4 mm, basamak genişliği 1.5 mm, basamak derinliği kavite tabanından itibaren 1.5 mm ve kavite tabanından okluzal yüze olan koniklik açısı 6° olarak hazırlandı (Şekil 3.1).

##### **3.1.2.Metal Analogların Hazırlanması**

Preparasyonda ve yükleme yönünde oluşacak farklılıkların önüne geçebilmek ve aynı zamanda sonlu elemanlar analiz yönteminde standart deney koşullarının

sağlanması için örneklerin tümünde özdeş analog ve yükleme şartları kullanıldı. Bunun sağlanması için doğal diş yerine kırılma testinde metal analoglar oluşturuldu (Şekil 3.2).



Şekil 3.1. Hazırlanan kavite boyutları



Şekil 3.2. Metal Analog

Prepare edilen üst ikinci küçük azı dişten silikon esaslı ölçü maddesi (Elite double, Zhermack, Rovigo, Italy) ile her bir örnek için ayrı ölçü alınarak 50 adet mum örnek hazırlandı. Mum örnekler revetmana alınarak Co-Cr dökümü ve tesviyesi yapıldı. Elde edilen metal analogların kökleri, mine-sement birleşimine 2 mm kalacak şekilde soğuk akrilik rezine gömüldü.

### 3.1.3.Restorasyonların Hazırlanması

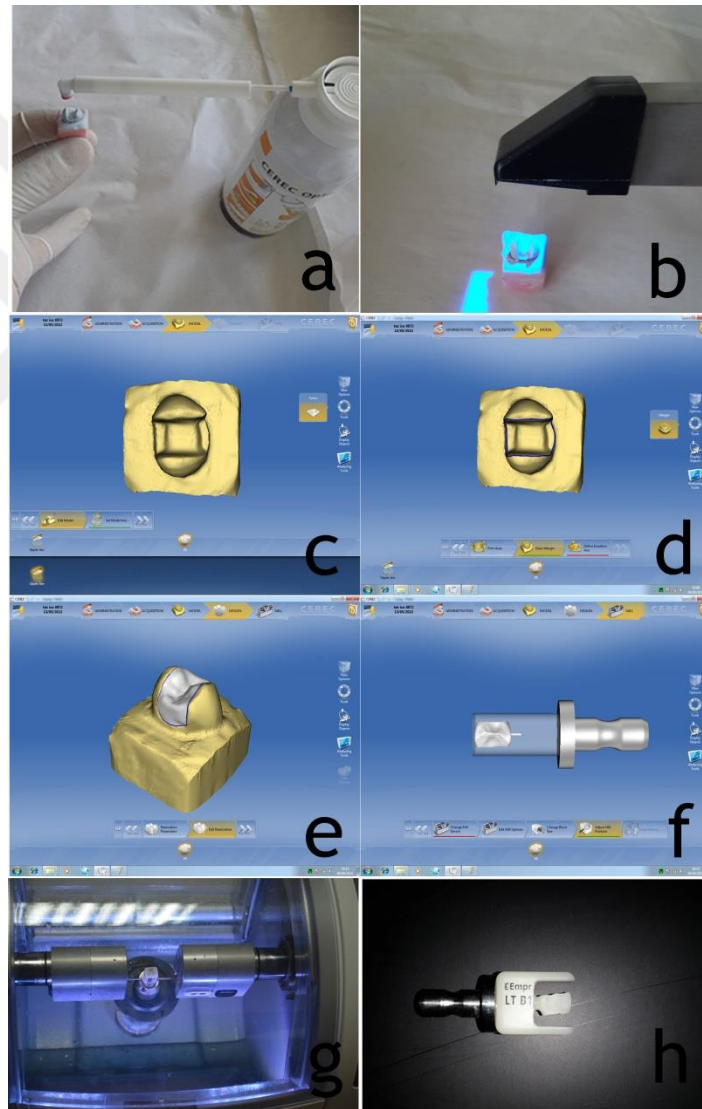
Çalışmamızda 5 farklı seramik CAD/CAM blok kullanılmıştır (Şekil 3.3). Her bir grup için ayrılan 10 adet metal analog üzerinde 10 adet seramik örnek hazırlanmıştır (n=10, N=50). Kullanılan seramik bloklar şunlardır;

- Cerec Blocs (Sirona Dental)
- IPS Empress CAD (Ivoclar)
- IPS e.max CAD (Ivoclar)
- Lava Ultimate (3M ESPE)
- Enamic (VITA)



Şekil 3.3. Kullanılan Seramik Bloklar

Metal analogların optik ölçüsü CEREC Bluecam ile alındı. Bu işlemden önce analogların ölçü işlemine uygun hale getirilmesi için yansıtıcı sprey kullanıldı. Alınan ölçü CEREC 4 yazılımı ile işlenerek bilgisayar ortamında model elde edildi. Elde edilen modelde preparasyon sınırları ve restorasyon giriş açısı tespit edilerek restorasyon oluşturuldu (Şekil 3.4). Daha sonra CEREC MCXL freze cihazı ile 50 adet restorasyon kazıma işlemi gerçekleştirildi.



**Şekil 3.4.** Restorasyonların CEREC CAD/CAM sisteminde oluşturulması **a.**Yansıtıcı sprey uygulaması **b.** Optik ölçü alınması **c.** 3 boyutlu model elde edilmesi **d.** Modelde restorasyon sınırlarının çizilmesi **e.** Restorasyonun oluşturulması **f.** Restorasyonun blok içerisinde konumlandırılması **g.** Kazıma işlemi **h.** Oluşturulan inleyin seramik blok içerisindeki görünümü

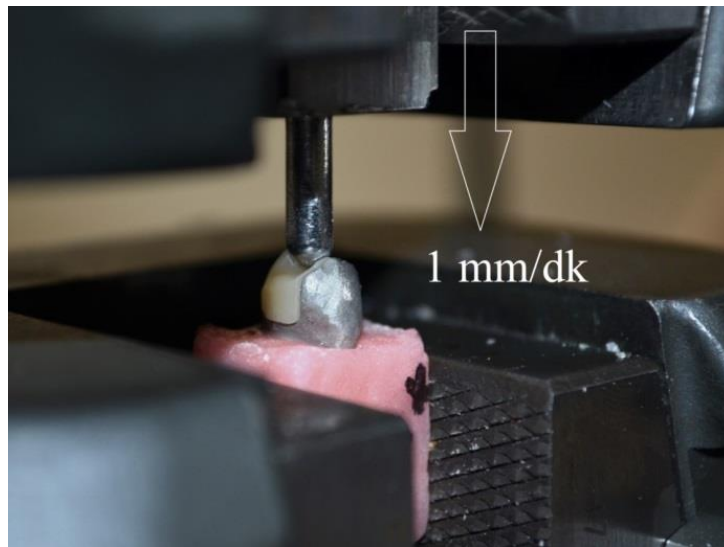
### 3.1.4.Restorasyonların Simantasyonu

Elde edilen 50 örneğin her birinin uyumu kontrol edilerek rezin simanla (RelyX U200, 3M ESPE, USA) yapıştırıldı. Artık rezin simanlar uzaklaştırıldı. Örnekler 5dk süreyle 5 kg'lık yük altında bekletildikten sonra simantasyon işlemi bitirildi.

### 3.1.5.Kırılma Dayanımı Testi

Kırılma dayanımı testleri için Shimadzu Üniversal Test Cihazı kullanıldı. Kırılma dayanımı testinden önce örnekler, uygulanacak yük okluzale dik gelecek şekilde test cihazının alt çenesine yerleştirildi. Cihazın hareketli üst bölümüne sabitlenen 3.5 mm çapındaki bir yuvarlak krom uç ile dişlerin santral fossa ve tüberkül eğimleri üzerinden yükleme yapıldı (Şekil 3.5).

Krom ucun hızı 1 mm/dk olacak şekilde ayarlandı. Test ile eş zamanlı olarak bilgisayar ekranında görüntülenen ve test sırasında oluşan değerleri yansıtan grafiğe göre, artan yük aniden 0 (sıfır) değerine indiğinde; kırılmanın meydana geldiği kabul edilip, test sonlandırıldı. Oluşan en yüksek değerler kırılma dayanımı değerleri olarak kaydedildi.



**Şekil 3.5.** Üniversal test cihazında inleyn kırılma dayanımı testinin yapılması

Veriler, istatistik yazılımı (SPSS 20.0, SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) kullanılarak tek yönlü varyans analizine ve Tukey testine tabi tutuldu.

### 3.2.Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi

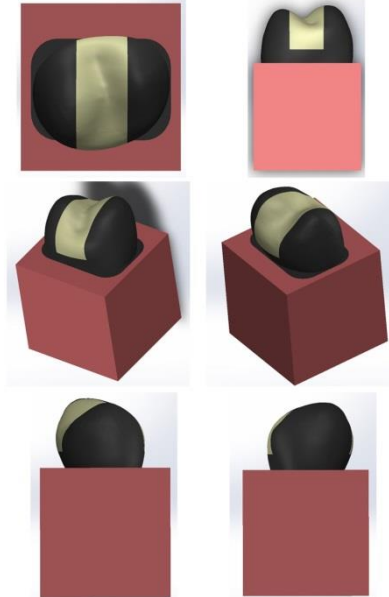
#### 3.2.1.Üç Boyutlu CAD Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışmada kullanılan modelin oluşturulması için;

- Çalışmamızda kullandığımız dişin boyutlarındaki bir üst ikinci küçük ağız dişin görüntüleri Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bilgisayarlı tomografi cihazında elde edildi.

- Bu görüntüler MIMICS yazılımına aktarılarak 3 boyutlu model elde edildi.

- Elde edilen model SolidWorks yazılımına aktarılıp inley kavitesi, restorasyon ve çevre yapılar şekillendirildi (Şekil 3.6). Bu yapılar .x\_t uzantılı olarak sonlu elemanlar analizi için ANSYS WorkBench yazılımına aktarıldı.

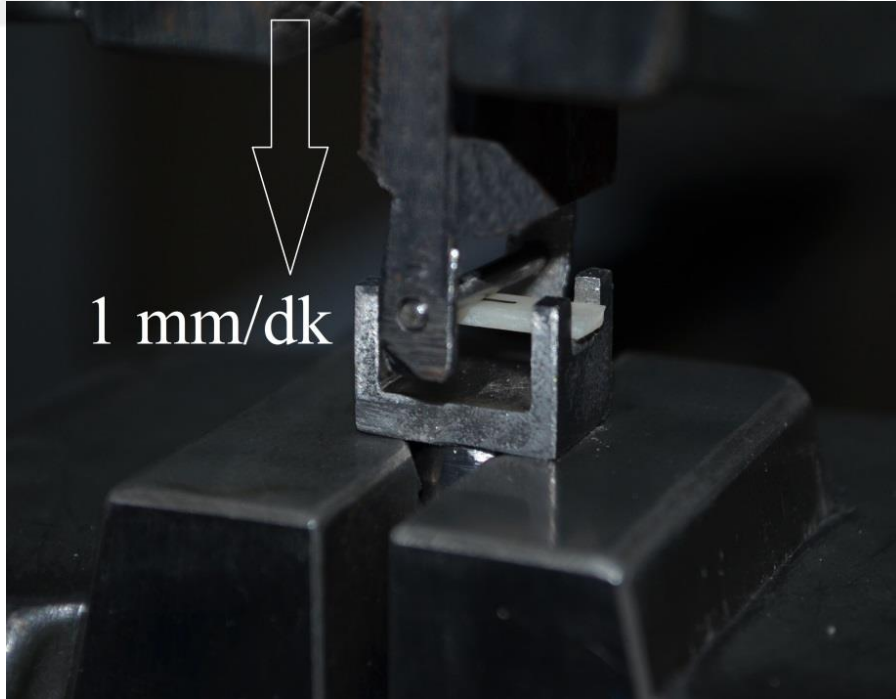


Şekil 3.6. Solidworks programında elde edilen modelin görüntüleri

### 3.2.2.Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Materyal Özelliklerinin Tespit Edilmesi

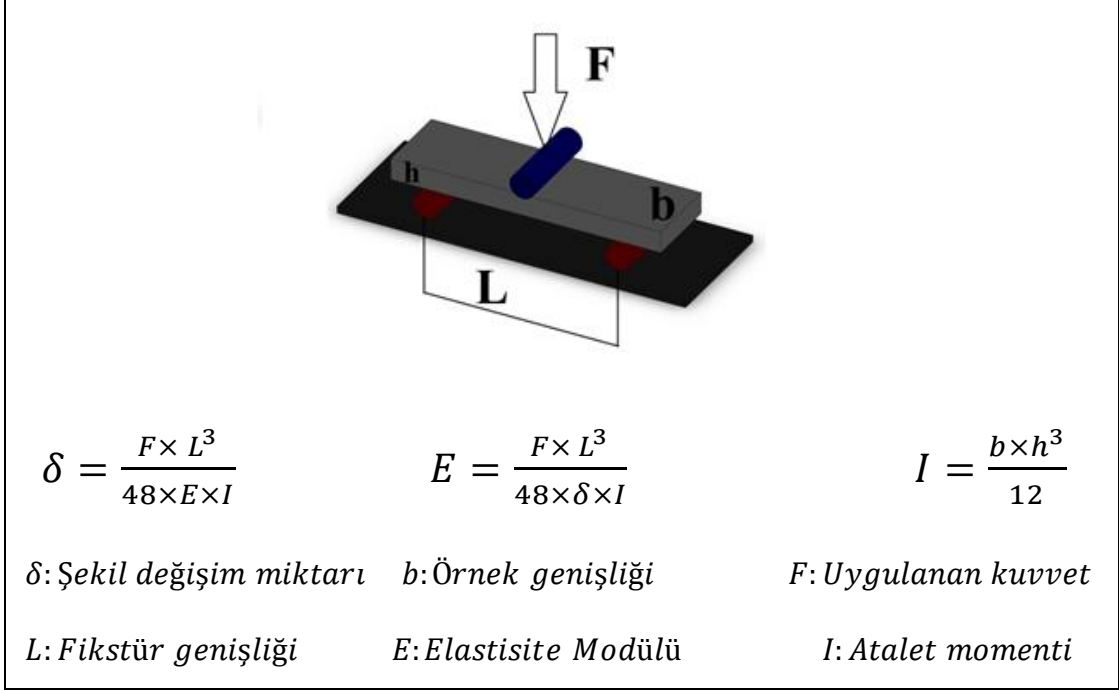
Sonlu elemanlar gerilme analizi için, kullanılan malzemelerin bazı mekanik özelliklerinin bilgisayar yazılımında tanıtılması gerekir. Bu özellikler elastisite modülü ve poisson oranıdır.

Elastisite modülünün hesaplanması için üç noktadan eğme testi gerçekleştirildi. Bunun için her gruptaki seramik bloklardan  $15 \times 4 \times 1.2$  mm boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklinde 5 adet örnek elde edildi. Bu örnekler yavaş hızda çalışan bir elmas testere (Isomet 1000, Buehler) vasıtasıyla bloklardan çıkarıldı. Elde edilen örnekler, tasarladığımız 12 mm genişliğindeki metal fikstüre yerleştirildi. Shimadzu Üniversal Test Cihazına sabitlenen 2 mm kesit alanına sahip çelik bir silindir tarafından, örnekler 1mm/dk lık ilerleme hızıyla kırılmaya kadar test edildi (Şekil 3.7).



**Şekil 3.7.** Elastisite modülünün hesaplanması için örneğin üniversal test cihazı kullanılarak kırılması

Elde edilen grafikler kullanılarak aşağıda verilen formüle göre elastisite modülleri hesaplanmıştır (Şekil 3.8):

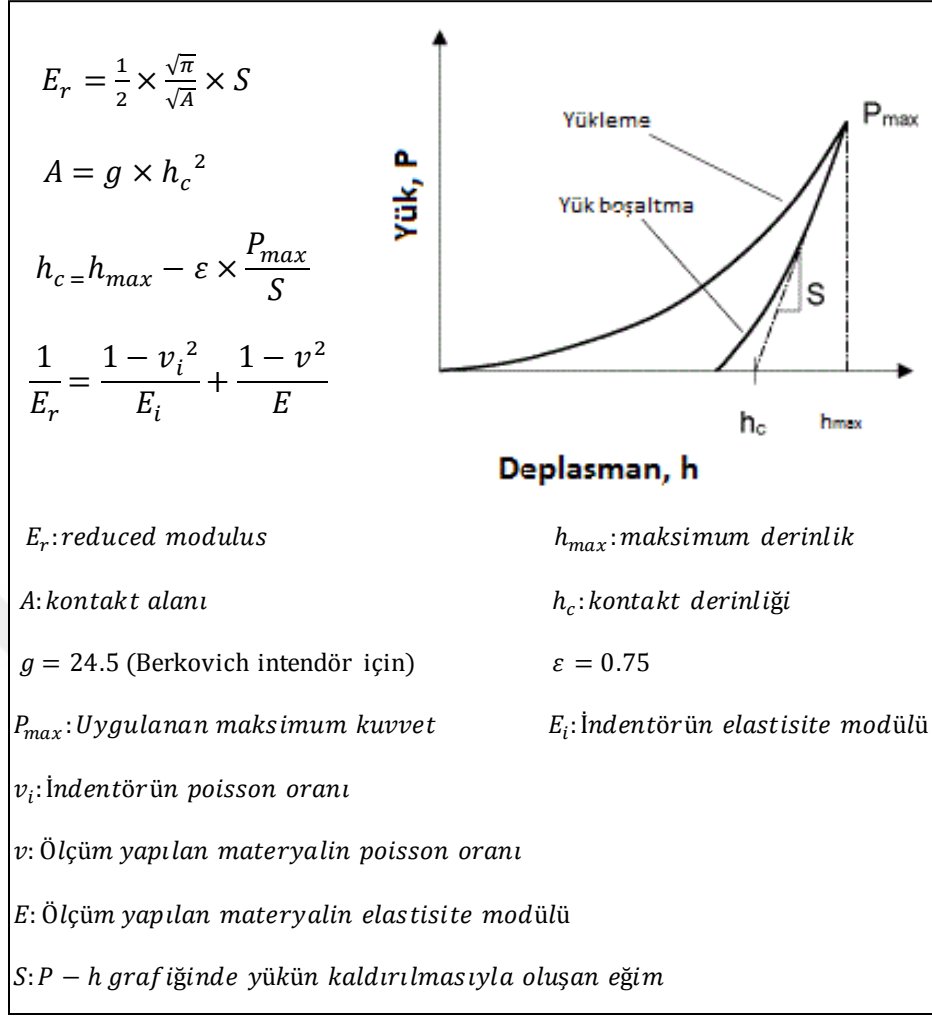


Şekil 3.8. Elastisite modüllerini hesaplama yöntemi

Poisson oranı değerleri Dokuz Eylül Üniversitesinde bulunan nano sertlik cihazı (IBIS nano indentation system) kullanılarak elde edilmiştir. Materyallerin nanosertlik ölçümü esnasında oluşturulan yük-deplasman grafikleri esas alınarak ve aşağıdaki formüller kullanılarak poisson oranları hesaplanmıştır (Şekil 3.9).

Ayrıca sonlu elemanlar gerilme analizinden elde edilecek verilerin değerlendirilmesi için üç noktadan eğme testi ile materyallerin ortalama eğilme dayanımları da hesaplandı (Şekil 3.10).





**Şekil 3.9.** Nano sertlik testi ile poisson oranlarının hesaplanması

$$\sigma = \frac{M \times h/2}{I} \quad \sigma = \frac{F/2 \times L/2 \times h/2}{b \times h^3/12} \quad \sigma = \frac{3 \times F \times L}{2 \times b \times h^2}$$

$\sigma$ : Eğilme direnci

$M$ : Moment

$h$ : Örnek kalınlığı

$b$ : Örnek genişliği

$F$ : Uygulanan kuvvet

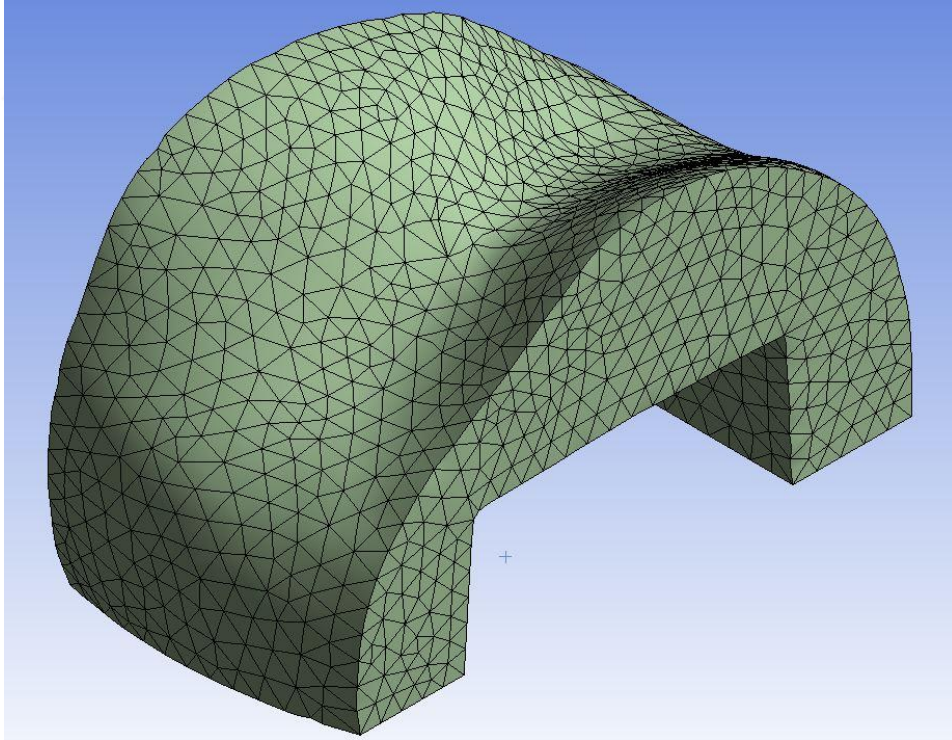
$L$ : Fikstür genişliği

**Şekil 3.10.** Üç noktadan eğme testi ile eğilme dayanımlarının hesaplanması

### 3.2.3.Sonlu Elemanlar Analizinin Uygulanması

Bu aşamada her bir gruptaki inley restorasyonda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amaçlandı. Sonlu elemanlar analizleri ANSYS 14.0 bilgisayar yazılımı kullanılarak yapıldı. Bu yazılımla kırılma dayanımının hesaplandığı laboratuvar koşulları değerlendirildi. Bunun için elde edilen modeller, yazılım içerisinde uyumlandırıldı (Şekil 3.11 ve Şekil 3.12). Modelin;

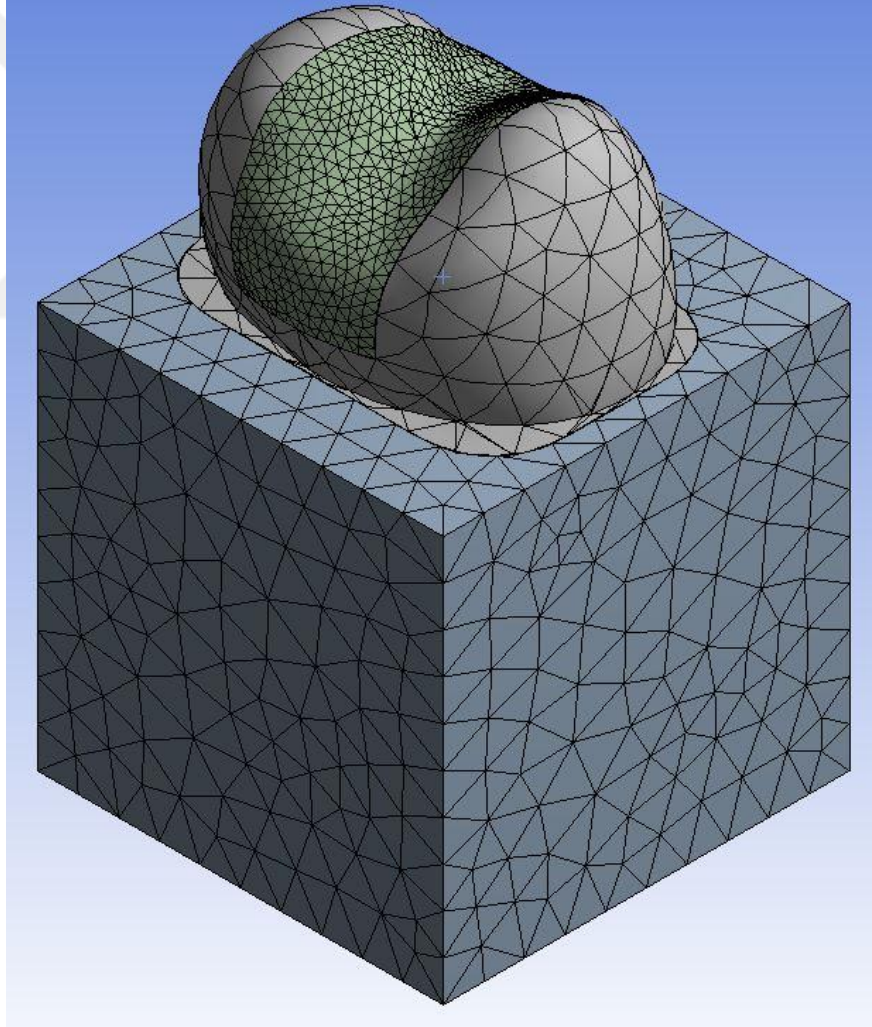
- Node sayısı :49279
  - Eleman sayısı:32243
  - Element Quality değeri:0,818
  - Skewness değeri:0,254
- olarak elde edildi.



**Şekil 3.11.** ANSYS yazılımında inleyin mesh görüntüsü

Metal analog ve inley restorasyonların elastisite modülü ve poisson oranı ANSYS WorkBench yazılımına tanıtıldı. Daha sonra 3.5 mm çapındaki krom ucun restorasyon üzerindeki temas alanı tanıtılıp kuvvet uygulaması gerçekleştirildi (Şekil 3.13). Kuvvet uygulaması esnasında model, Şekil 3.13'te görüldüğü gibi yan yüzlerden sabitlendi. Her bir materyal için kuvvet, *in vitro* testlerdeki ortalama kırılma dayanımı değerlerine ve kırılma sürelerine göre uygulandı (Tablo 3.1).

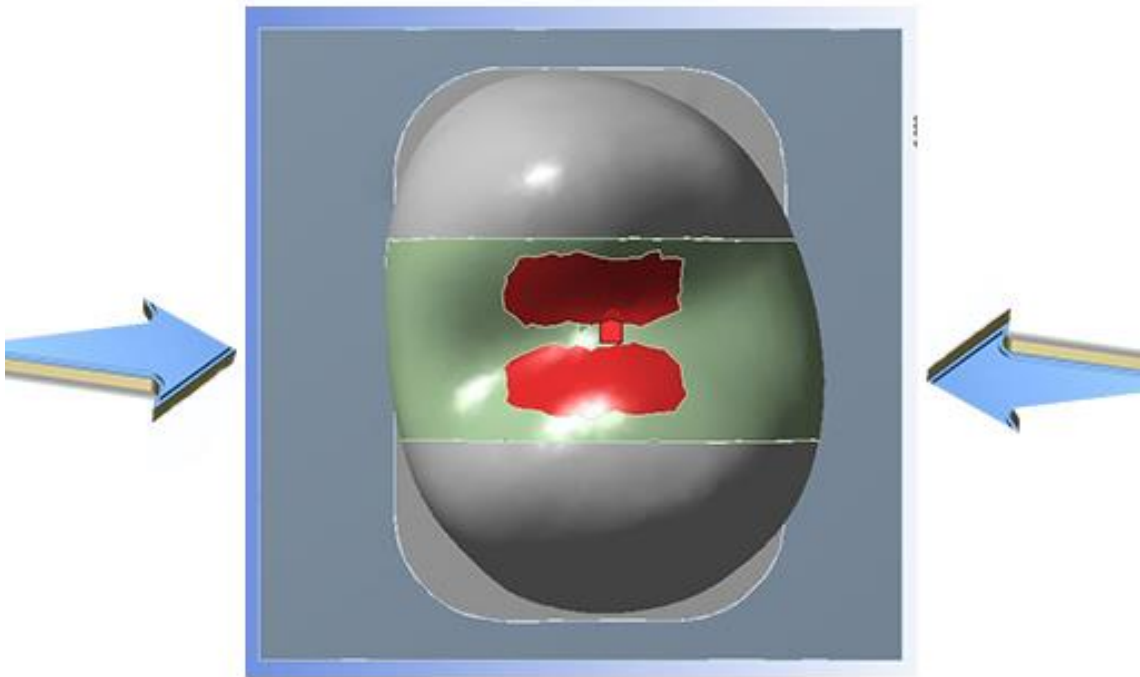
Elde edilen gerilme alanları görsel olarak değerlendirildi. Veriler, materyallerin eğilme dayanımları ile karşılaştırıldı.



**Şekil 3.12.** ANSYS yazılımında tüm modellerin mesh yapısı

**Tablo 3.1.** Sonlu elemanlar gerilme analizinde seramikler için uygulanan kuvvetler ve süreler

Seramik	e.max	Empress	Lava	Enamic	Cerec Blocs
<b>Uygulanan Kuvvet (N)</b>	4000	1950	2400	2450	2100
<b>Uygulama Süresi (sn)</b>	40	20	29	29	25



**Şekil 3.13.** Model üzerinde kuvvetin uygulandığı yüzeyler (kırmızı alan) ve modelin sabitlendiği kısımlar (mavi oklar)

*In vitro* deneyin sonlu elemanlar analizinin yapılmasından sonra, ağız ortamındaki kuvvetler altında seramik inleylerde oluşan gerilmeler incelendi. Bunun için aynı model üzerinde bazı farklılıklar yapıldı. Yazılımda metal analog yerine diş

dokuları ve son olarak dişin etrafını saran kemik dokusu tantıldı. Ayrıca 400 N yük altında inleylerde oluşacak gerilme davranışı incelendi.



## 4. BULGULAR

### 4.1.İnlelerin Kırılma Dayanımlarına İlişkin Bulgular

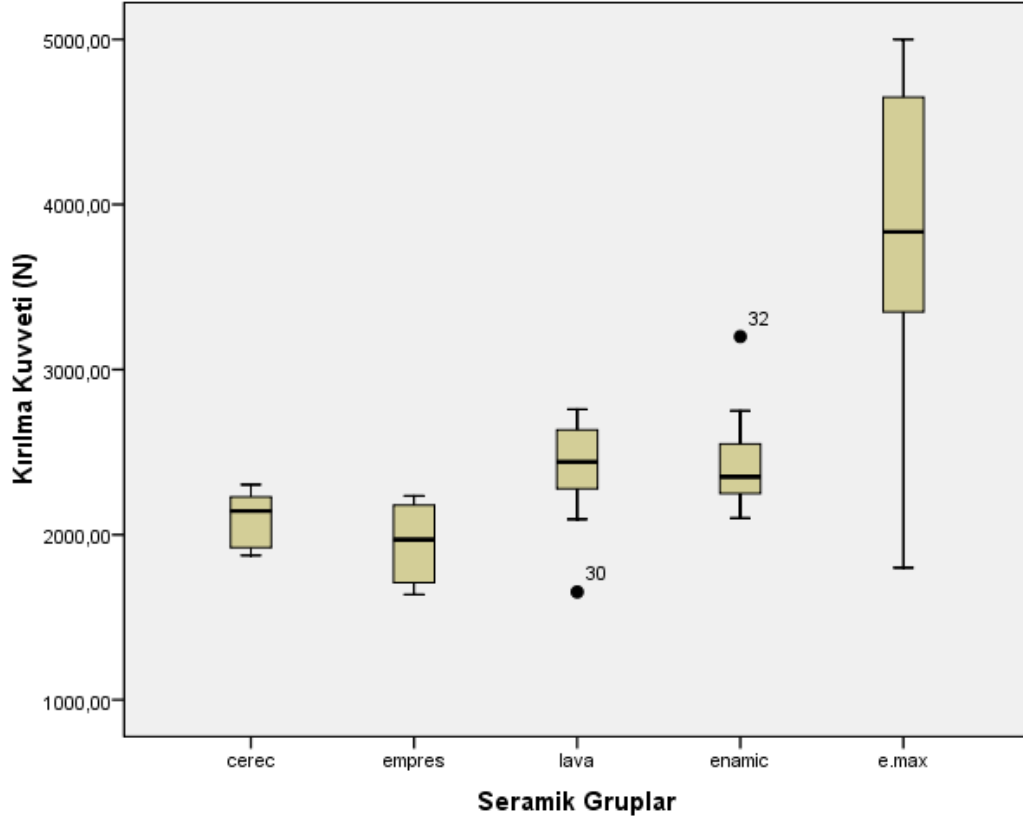
Araştırmanın sonunda elde edilen ortalama kırılma dayanımı, standart sapma, minimum ve maksimum değerler Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.1.** Kırılma dayanımı testi sonucunda seramiklerin ortalama kırılma dayanımı, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri (Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel olarak önemli farklılıkları göstermektedir (p=0.05).)

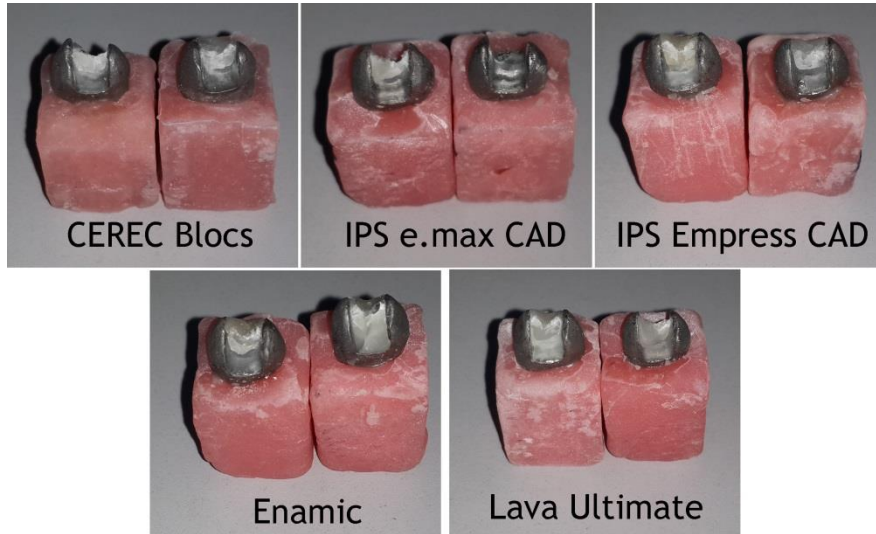
Seramik	Ortalama	Standart	Minimum (N)	Maksimum (N)
	Kırılma Dayanımı (N)	Sapma		
<i>Cerec Blocs</i>	2102,63 <sup>a</sup>	159.75	1875	2303,13
<i>e.max</i>	3949 <sup>b</sup>	707.37	3000	5000
<i>Empress</i>	1942,04 <sup>a</sup>	234.24	1637,5	2234,38
<i>Enamic</i>	2445 <sup>a</sup>	326.13	2100	3200
<i>Lava</i>	2389,69 <sup>a</sup>	334.2	1653,13	2759,38

Buna göre IPS e.max CAD için kırılma dayanımı (3949 N) diğer gruplardan önemli derecede yüksek bulundu ( $p<0.05$ ). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Şekil 4.2’de farklı inlelerin kırılma dayanımı testi sonrası görüntüleri verilmiştir. Genel olarak gelen sıkıştırma kuvvetinin etkisi ile inleler yükün geldiği bölgede hasara uğrayarak çatlak hızlı bir şekilde ilerlemiş ve kırılma gerçekleşmiştir. Seramik yapıların eğilme dayanımlarına da bağlı olarak yüksek eğilme dayanımına sahip inlelerde kırılma parçalanma şeklinde gerçekleşmiş ve kırılma yüzeyleri oldukça parlak görünümündedir. Kullandığımız inley malzemeleri seramik esaslı oldukları için bütün numunelerde plastik deformasyon belirtisi görülmeden gevrek kırılma tespit edilmiştir.



Şekil 4.1. Seramik grupların kırılma kuvveti değerleri (box-plot grafiği)

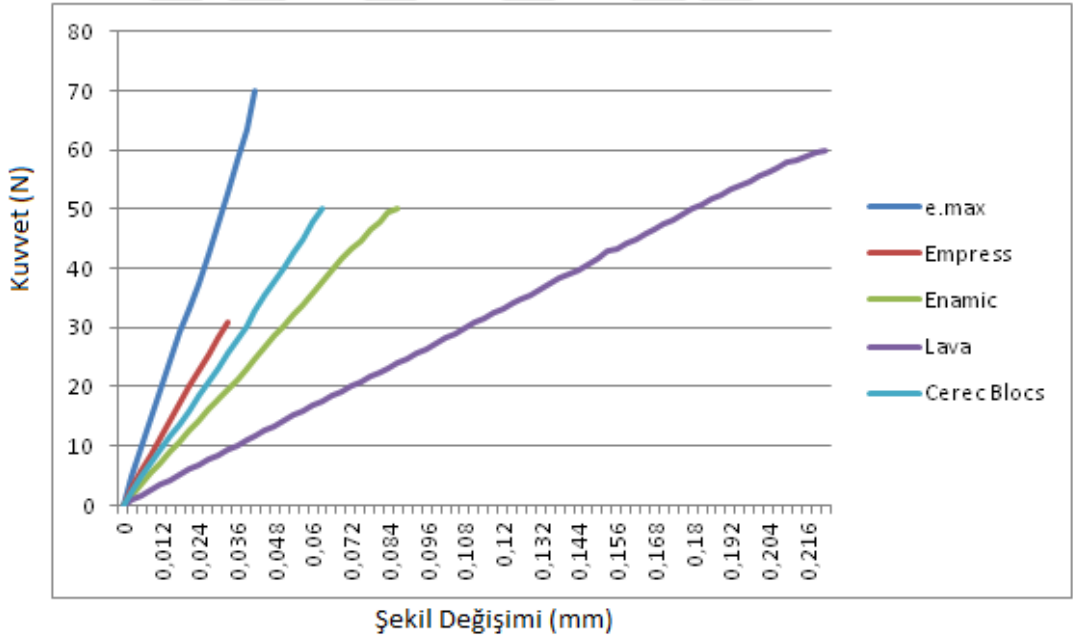


Şekil 4.2. Kırılma dayanımı testi sonrası örneklerin görünümü

## 4.2.İnleylelerin Sonlu Elemanlar Analizlerine İlişkin Bulgular

### 4.2.1.Üç Noktadan Eğme Testi Bulguları

Materyallerin üç noktadan eğme testinde kırılma gerçekleşene kadar elde edilen kuvvet-şekil değiştirme grafikleri Şekil 4.3'te gösterilmektedir. Bütün örnekler, tipik olarak seramik özelliğini göstermekte olup gevrek kırılma sergilemiştir. En yüksek ortalama kırılma kuvvetine sahip seramik IPS e.max CAD olurken, en düşük ortalama kırılma kuvvetine sahip seramik materyal IPS Empress CAD olmuştur. Kompozit içerikli Enamic ve Lava Ultimate seramik örneklerin şekil değişim miktarı diğer örneklerden fazladır.



Şekil 4.3. Kuvvet-Şekil Değişimi Grafiği

Hesaplanan ortalama elastisite modülleri Tablo 4.2'de gösterilmektedir.



**Tablo 4.2.** Üç noktadan eğme testinden elde edilen; seramiklerin ortalama kırılma kuvveti, şekil değişim miktarı, eğilme dayanımı, elastisite modülü değerleri

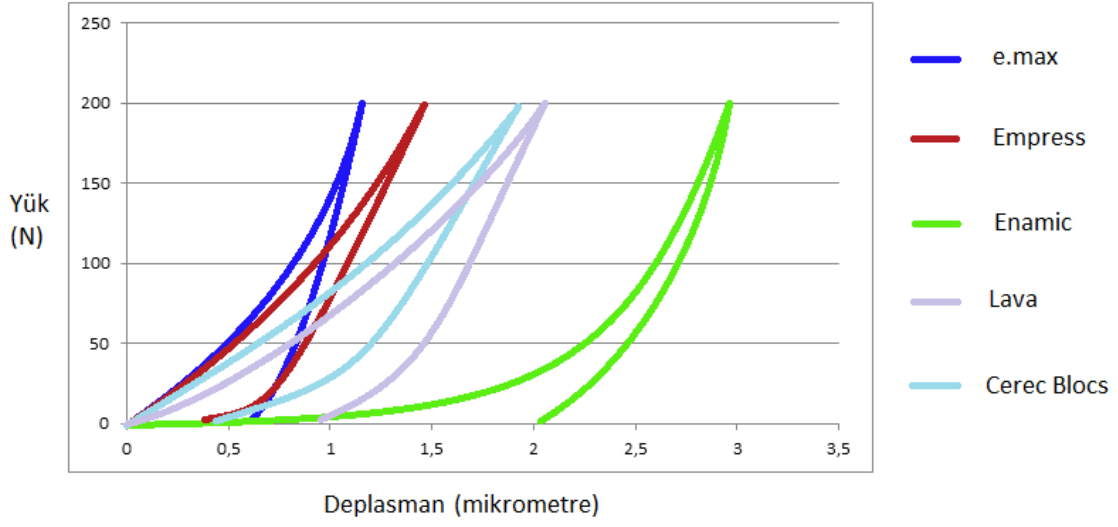
Seramik	Kırılma Kuvveti (N)	Şekil Değişim Miktarı(mm)	Eğilme Dayanımı (MPa)	Elastisite Modülü
e.max	70,15	0,039	218,75	101
Empress	30,83	0,033	115,625	60
Enamic	50,2	0,084	156,25	36
Lava	60	0,219	187,5	17
Cerec Blocs	50,2	0,063	156,25	49

#### 4.2.2.Nano-Sertlik Testi Bulguları

Materyallerin nano-sertlik testinden elde edilen kuvvet-deplasman grafikleri Şekil 4.3'te ve ortalama poisson oranları Tablo 4.3'de görülmektedir.

**Tablo 4.3.** Nano sertlik testiyle hesaplanan; seramiklerin poisson oranları

Seramik	e.max	Empress	Enamic	Lava	Cerec Blocs
Poisson Oranı	0.22	0.25	0.33	0.36	0.23



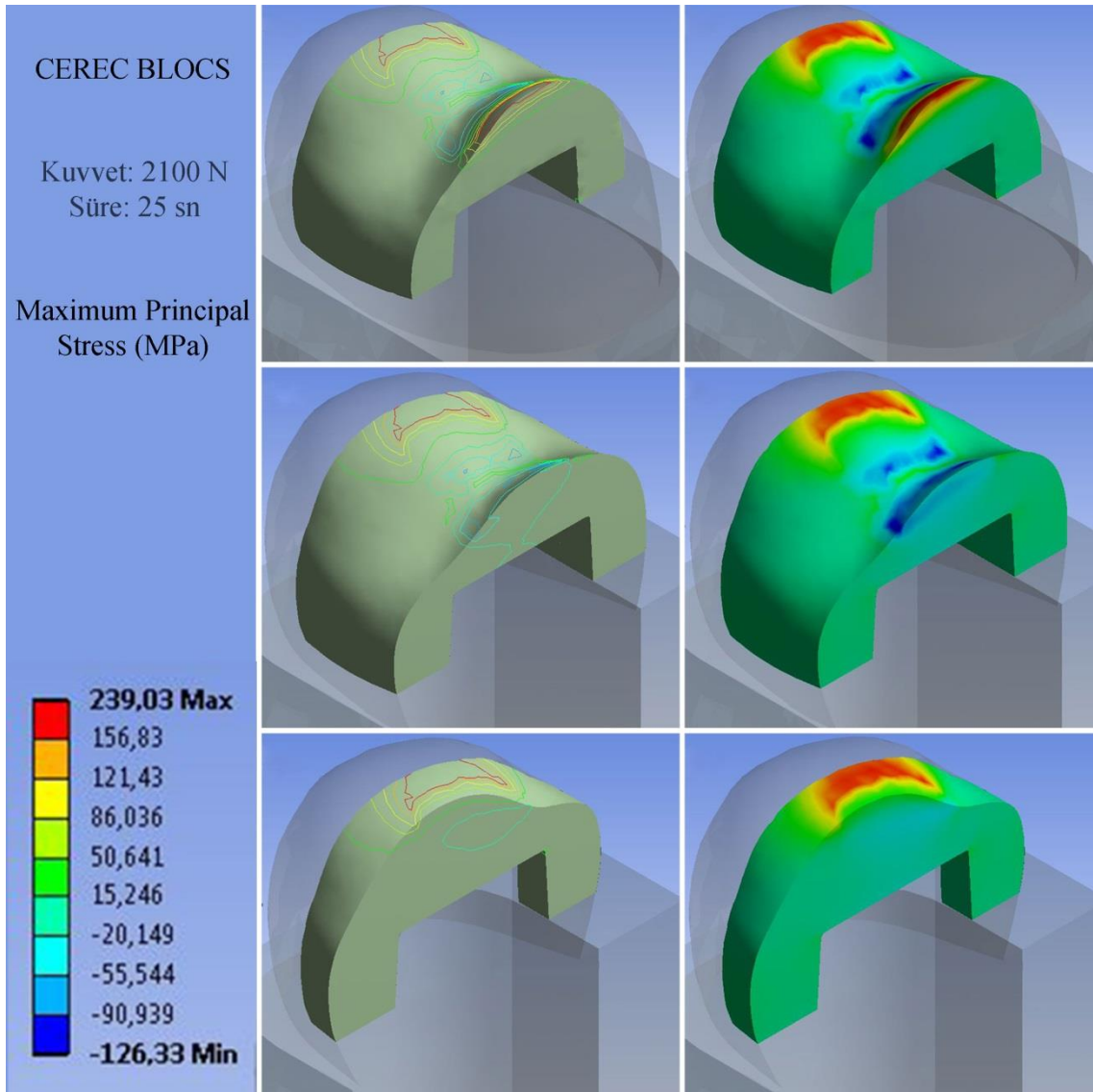
**Şekil 4.4.** Kuvvet-deplasman grafiği

#### 4.2.3. Sonlu Elemanlar Analizlerine İlişkin Bulgular

*In vitro* kırılma analizlerinden elde edilen ortalama kırılma dayanımı değerleri ve sürelerle göre sonlu elemanlar analizleri 5 farklı malzeme için yapıldı. Yapılan analizlerde malzemede oluşan birinci dereceden asal gerilmeler (maximum principal stress), üçüncü dereceden asal gerilmeler (minimum principal stress) ve von Mises gerilme değerleri, malzeme yüzeyinde ve iç kısmından alınan kesitlerde incelenmiştir. Birinci asal gerilme malzemede oluşan maksimum çeki gerilmesini gösterirken üçüncü asal gerilme malzemede oluşan maksimum bası gerilmesini göstermektedir. Genel olarak von Mises gerilmeleri ise, materyalde oluşan gerilme dağılımları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. 5 farklı materyalde incelenen gerilme analizleri sonuçları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.

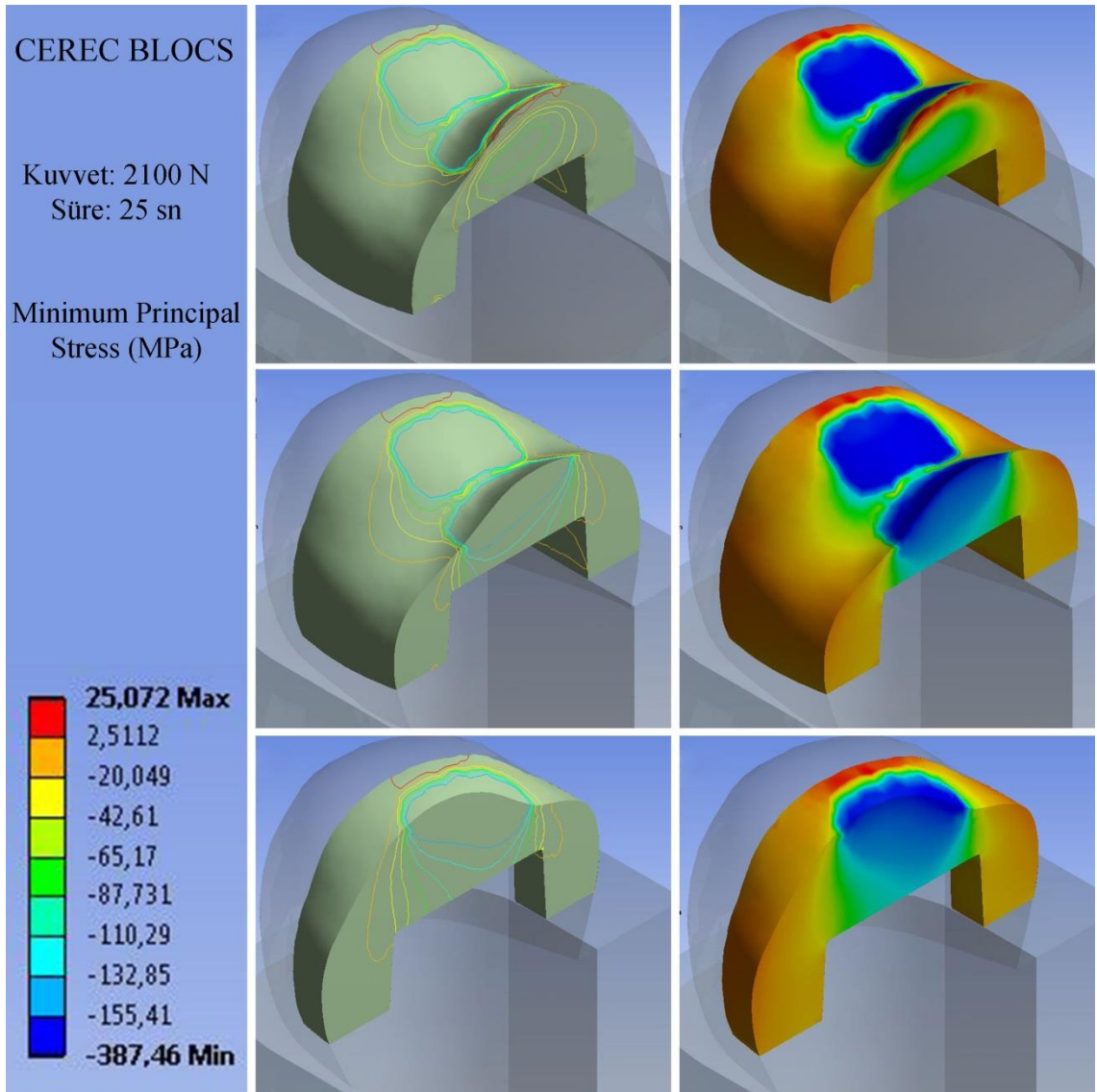
Deney sistemine göre malzemelerin kırılmalarını incelemek için, inleyler basma kuvvetlerine tabi tutulmaktadır. Bu nedenle inleylerde oluşan büyük gerilmeler basma yönünde oluşur ve negatiflerdir.

Cerec Blocs için hesaplanmış olduğumuz eğilme dayanımı değeri 156,25 MPa'dır. Bu nedenle gerilme incelemeleri bu değerin üstünde olan bölgelerde yapılmıştır.



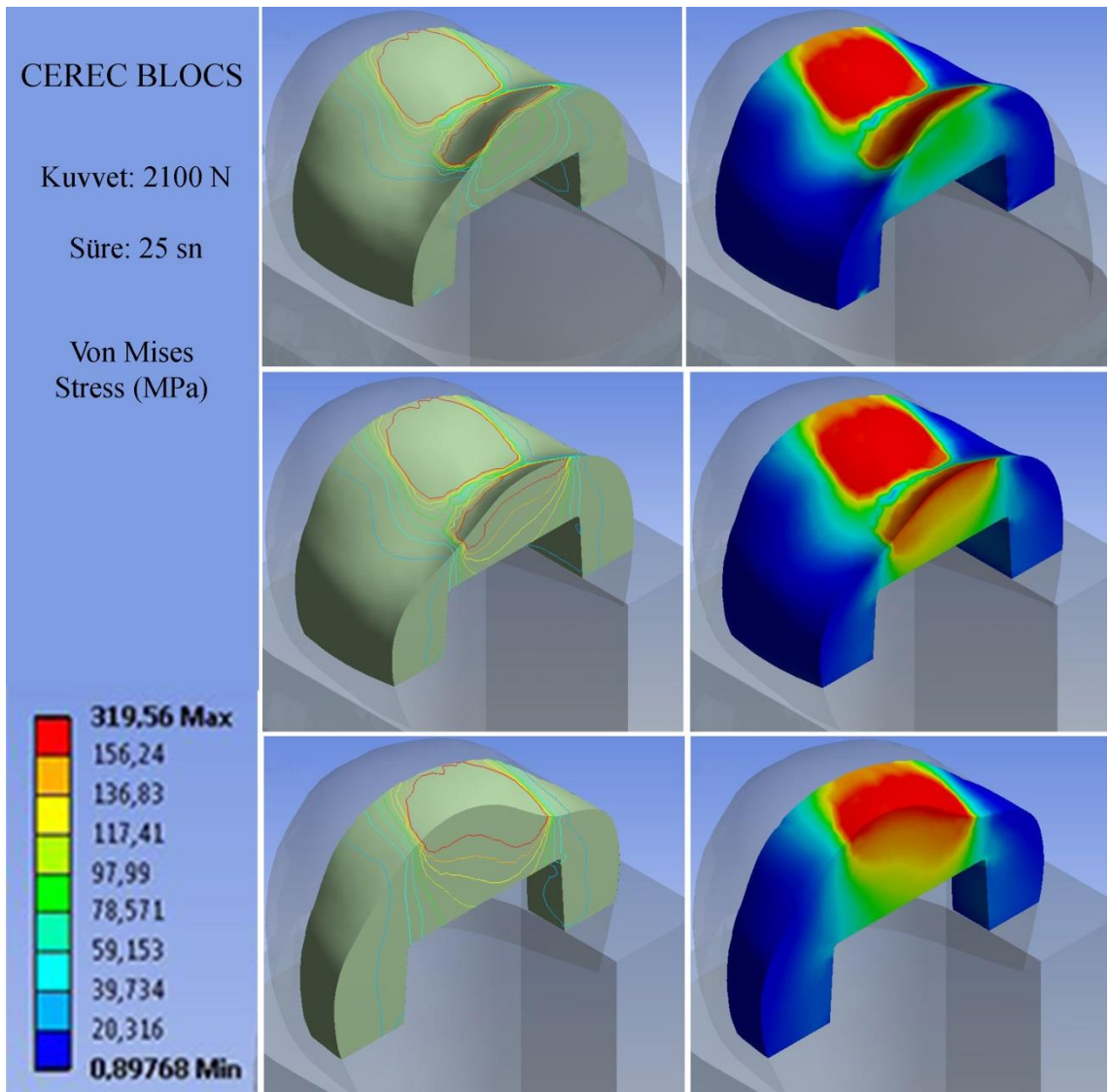
Şekil 4.5. Cerec Blocs için birinci asal gerilme

Şekil 4.5'te inleyde oluşan birinci asal gerilmeler incelenmiştir ve oluşan en yüksek değer 239,03 MPa olarak tespit edilmiştir. Bu şekilde kırmızı renkli bölgeler deneysel olarak elde edilen eğilme gerilmesinin üstündedir ve pozitif olduklarından çekme kuvvetleri oluşmuştur. Yükün uygulandığı orta kısımlarda basma, resin simanın yapıştırıcı etkisinden dolayı kenar kısımlarda çekme gerilmeleri oluşmaktadır.



Şekil 4.6. Cerec Blocs için üçüncü asal gerilme

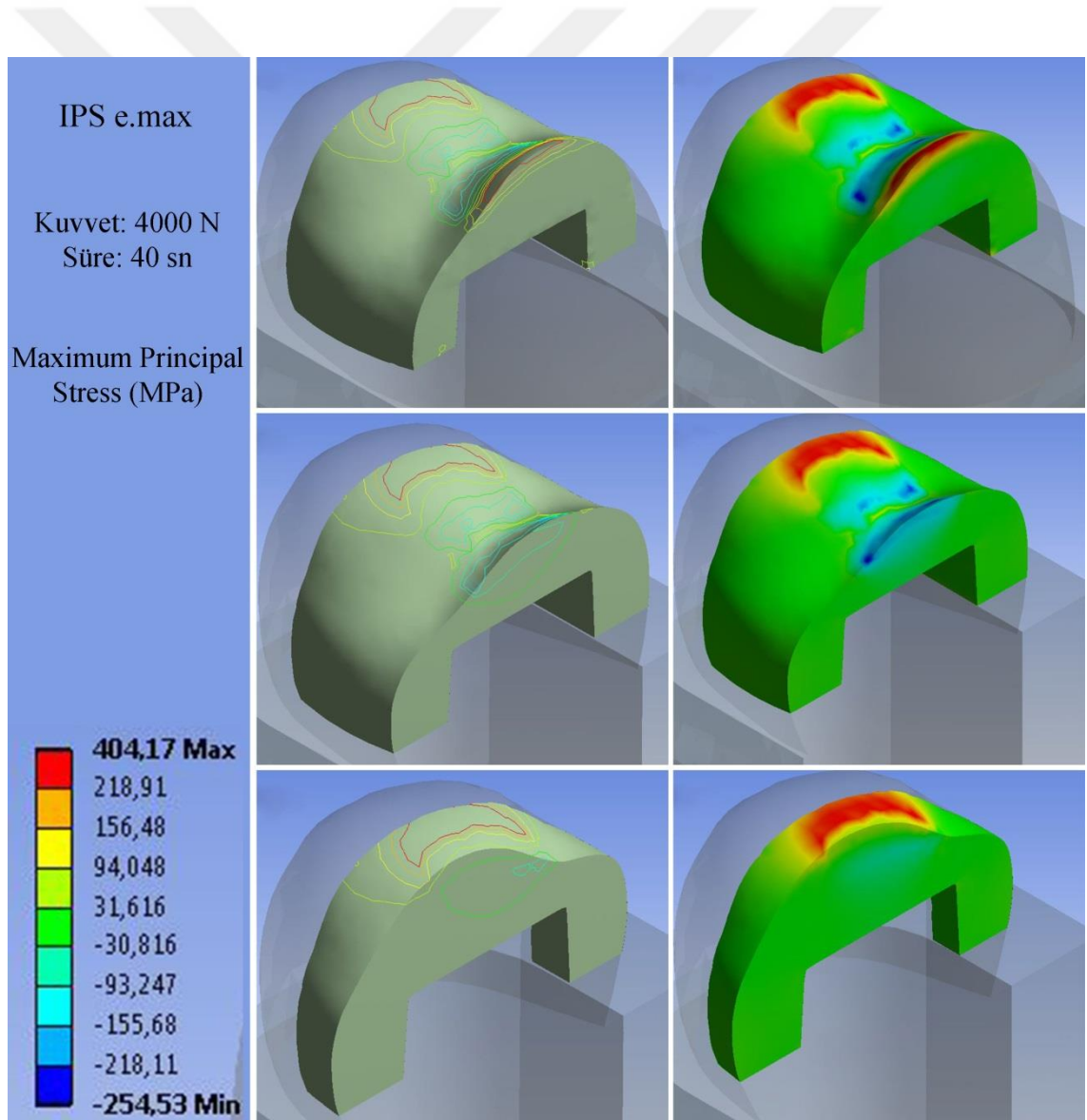
Şekil 4.6'da üçüncü asal gerilme değeri incelenmiştir ve maksimum değer 387,46 MPa olarak tespit edilmiştir. Değer negatif olduğundan dolayı oluşan gerilme basma gerilmesidir. İnleynin kesit incelemesinde görüldüğü gibi en yüksek gerilmeler malzemenin orta kısmında oluşmuştur ve Cerec Blocs seramiğin eğilme gerilmesini aşan alanlar arttığından inley kesiti artık yükü taşıyamaz hale gelmiştir ve malzeme kırılmıştır.



Şekil 4.7. Cerec Blocs için von Mises gerilmesi

Şekil 4.7’de parçada oluşan von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Şekilde görüldüğü gibi gerilmeler malzemenin orta kısmında oluşmuştur ve kesit incelemelerinden parçanın alt kısmına inince parçada daha az gerilmelerin oluştuğu gözlenmektedir. Parçanın alt bölgelerinde oluşan gerilme değerlerinin eğilme gerilmesinin altında olduğu görülmektedir. Bu da parçanın kesitinin küçülmesine ve belirli bir değerden sonra ani bir kırılmanın ortaya çıkmasına bir işarettir.

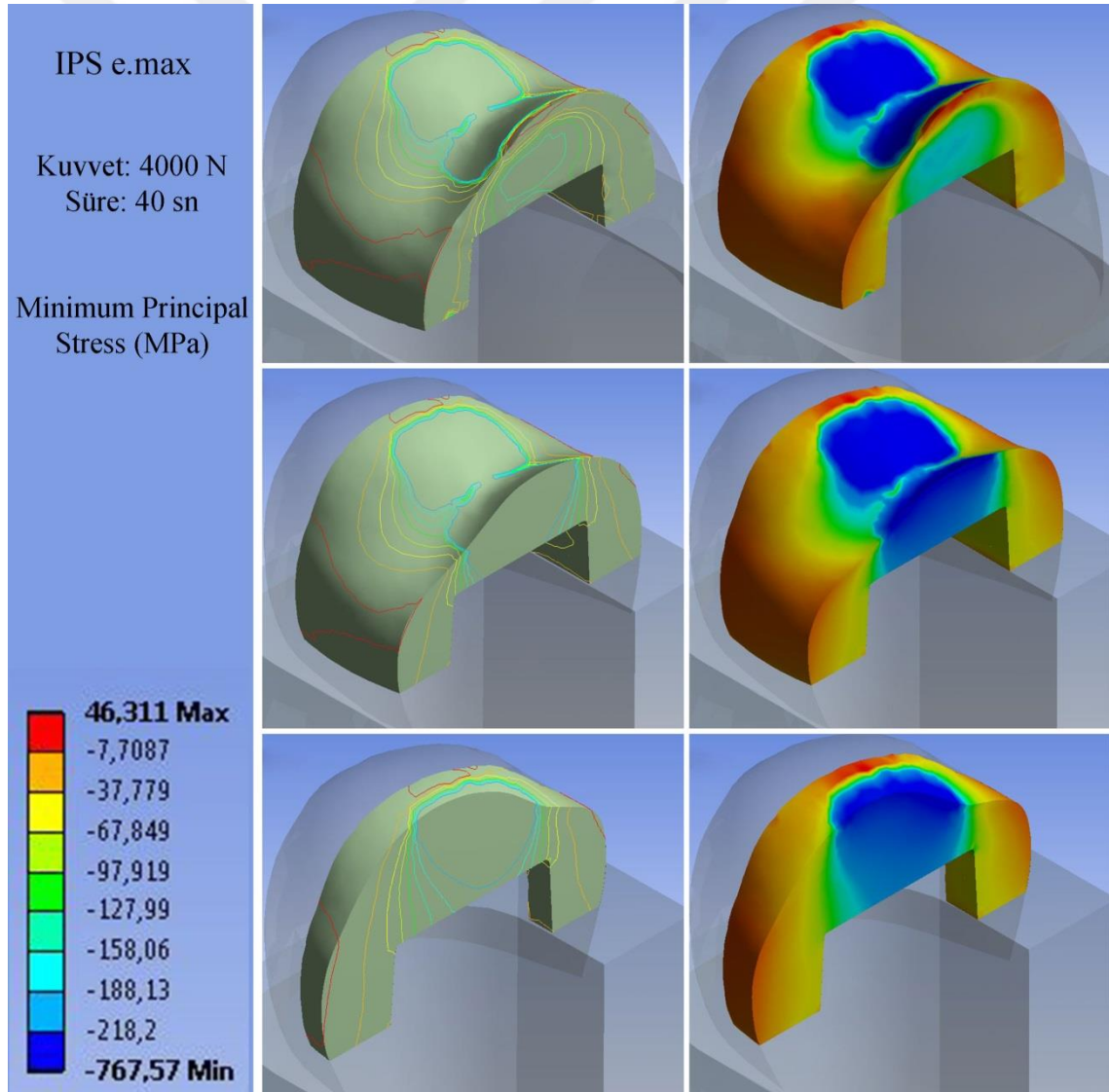
IPS e.max için hesapladığımız eğilme dayanımı değeri 218,75 MPa’dır. Bu nedenle şekillerde gerilme incelemeleri bu değer üstünde olan bölgelerde yapılmıştır.



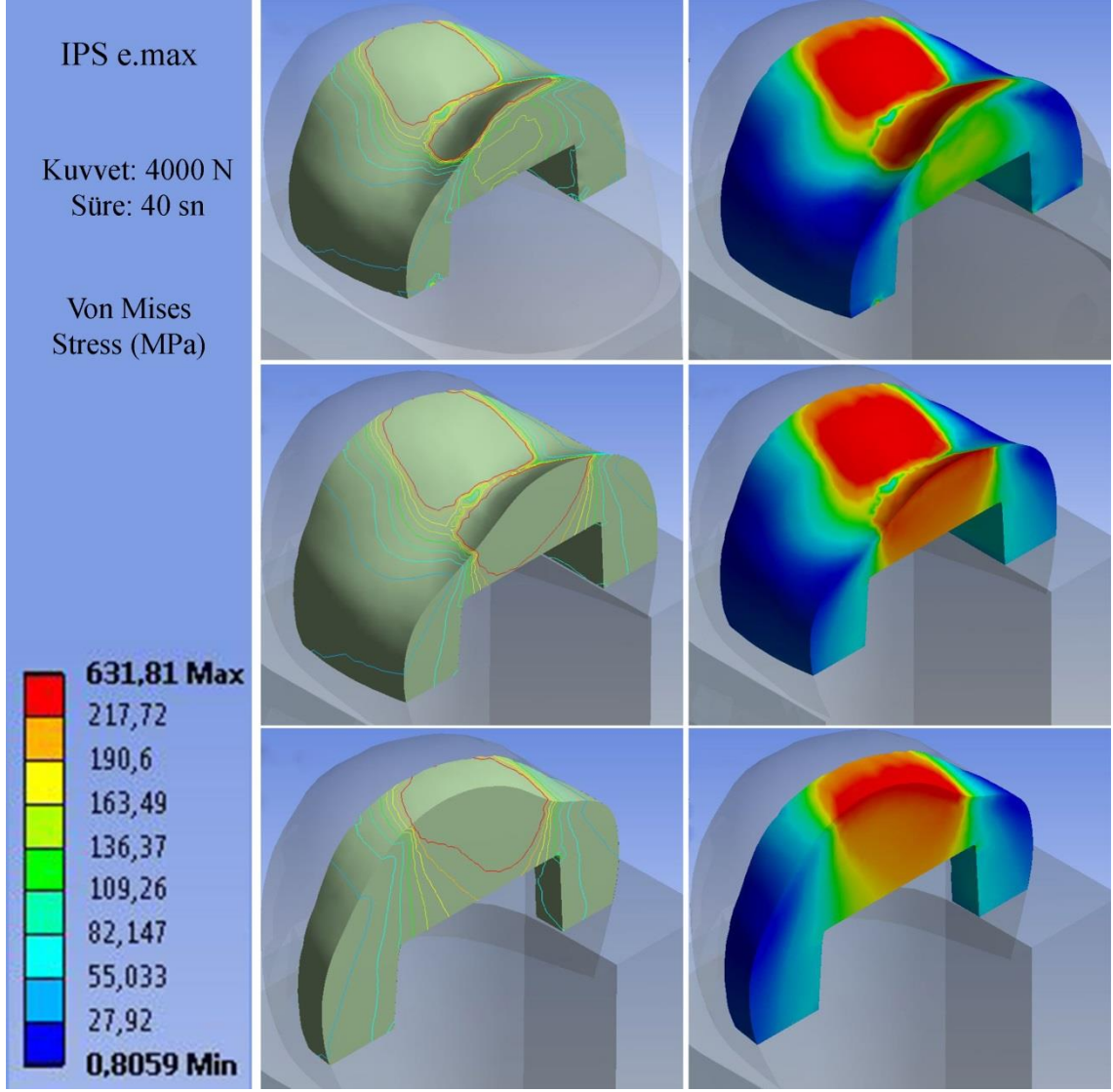
Şekil 4.8. IPS e.max için birinci asal gerilme

Şekil 4.8’de malzemede oluşan birinci asal gerilme değerleri incelenmiştir ve oluşan en yüksek değer 404,17 MPa olarak tespit edilmiştir. Bu şekilde kırmızı renkli bölgeler eğilme gerilme değerinin üstündeki değerleri göstermektedirler ve çekme kuvvetine maruz kalmışlardır.

Şekil 4.9’da Minimum Principal Gerilme değeri incelenmiştir ve maksimum değer 767,311 MPa olarak tespit edilmiştir. Değerler negatif olduğundan dolayı oluşan gerilme değeri basma gerilmesidir. Malzemede kesit incelenmesinde görüldüğü üzere malzemenin orta kısmında maksimum gerilmeler oluşmuştur ve dolgu malzemesinde çatlaklar oluşarak dolgu malzemesi kesiti artık yükü taşıyamaz hale gelmiştir.



Şekil 4.9. IPS e.max için üçüncü asal gerilme

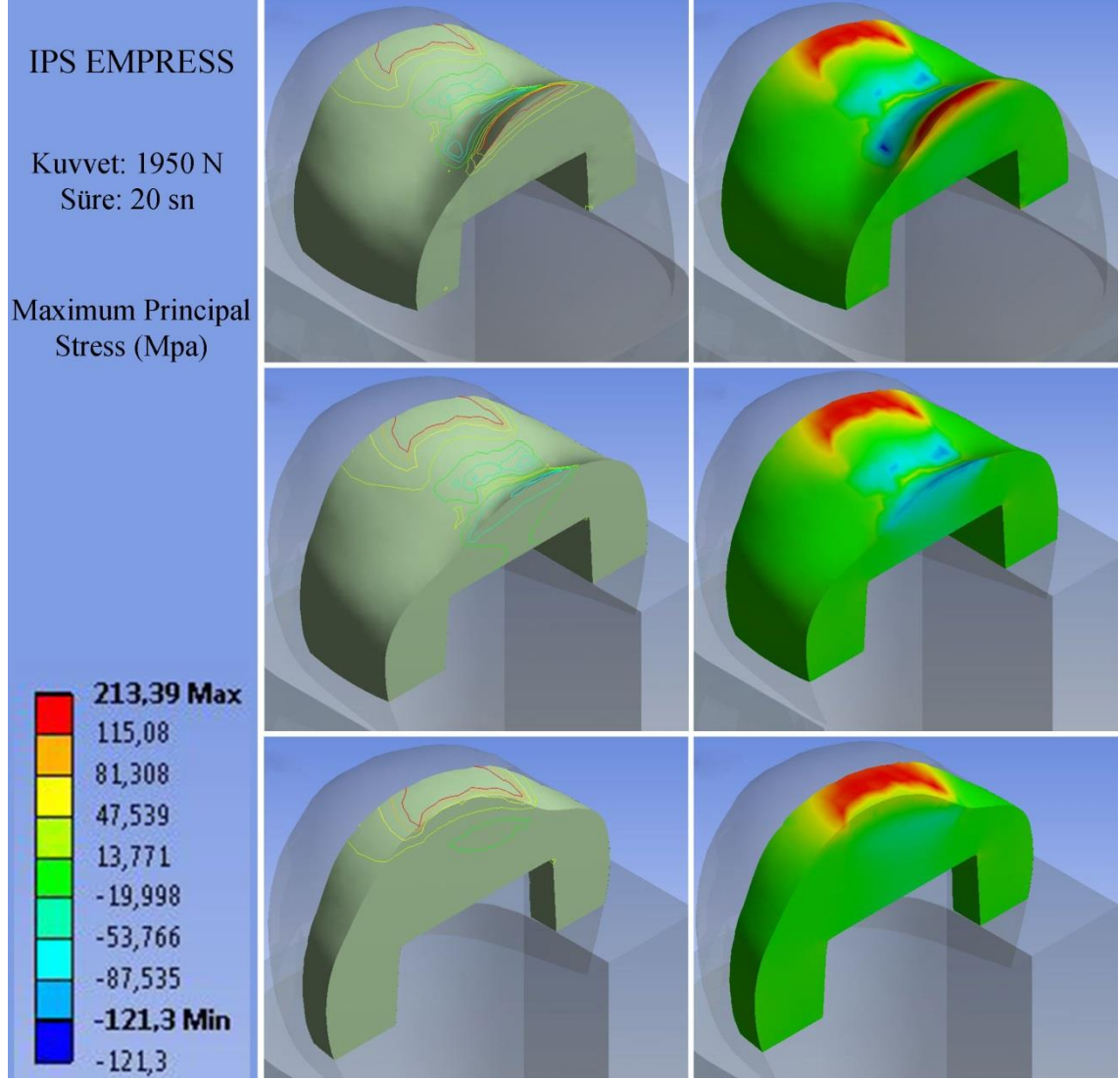


Şekil 4.10. IPS e.max için von Mises gerilmesi

Şekil 4.10'da inleyde oluşan von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Kesit incelemelerinde parçanın alt kısmına inceleme parçada daha az gerilmenin olduğu gözlenmektedir. Parçanın alt bölgelerindeki bu gerilme değerleri, deneysel yöntemden elde edilen eğilme gerilme dayanımının altındadır. Bu durum parçanın kesitinin küçülmesine ve bir yerden sonra yükü taşıyamamaz hale gelip, ani bir kırılmanın ortaya çıkmasına işaretler.



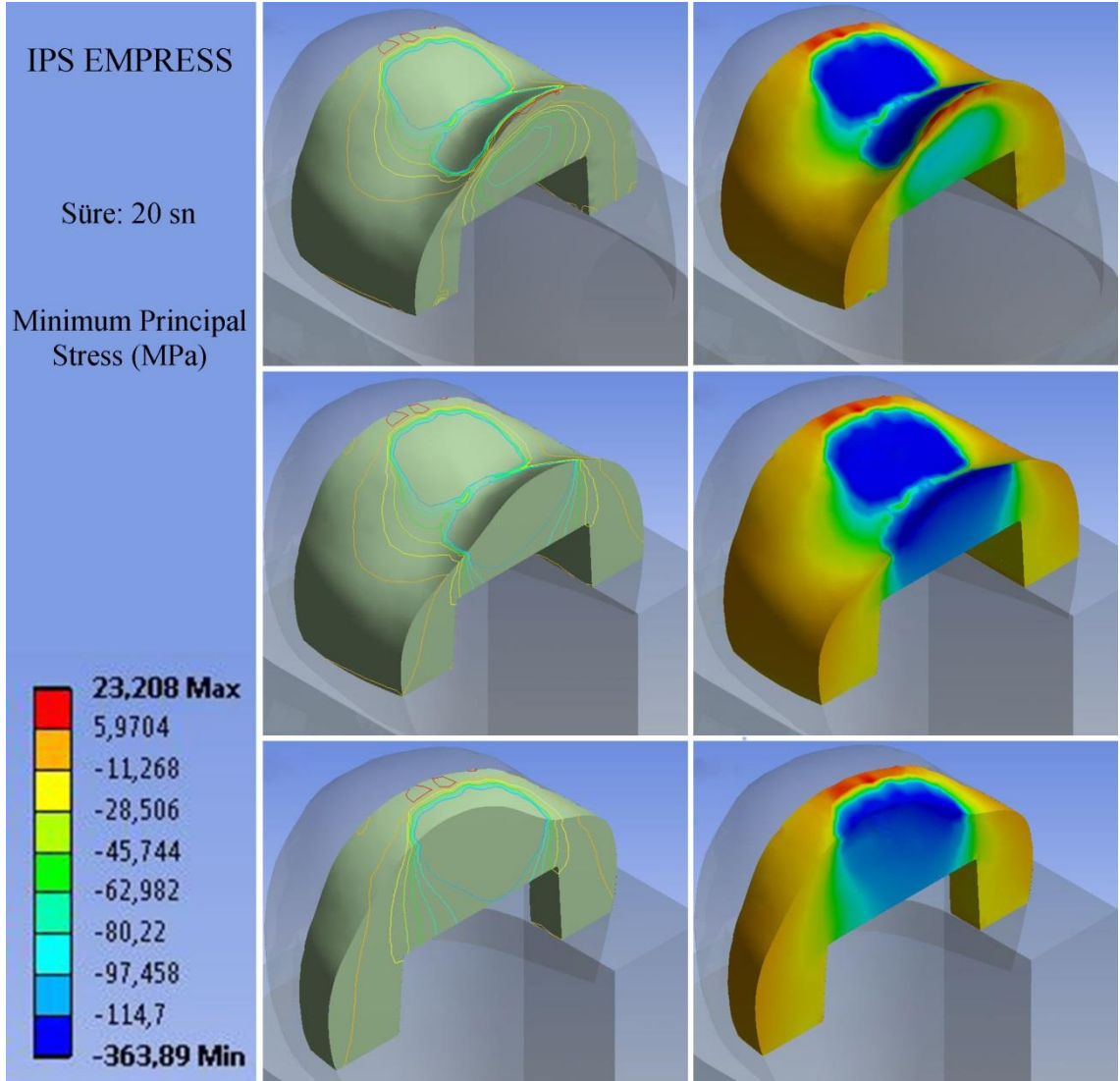
IPS Empress için hesaplanmış olduğumuz eğilme dayanımı 115,625 MPa'dır. Bu nedenle şekillerde gerilme incelemeleri bu değerin üstünde olan bölgelerde yapılmıştır.



**Şekil 4.11.** IPS Empress için birinci asal gerilme

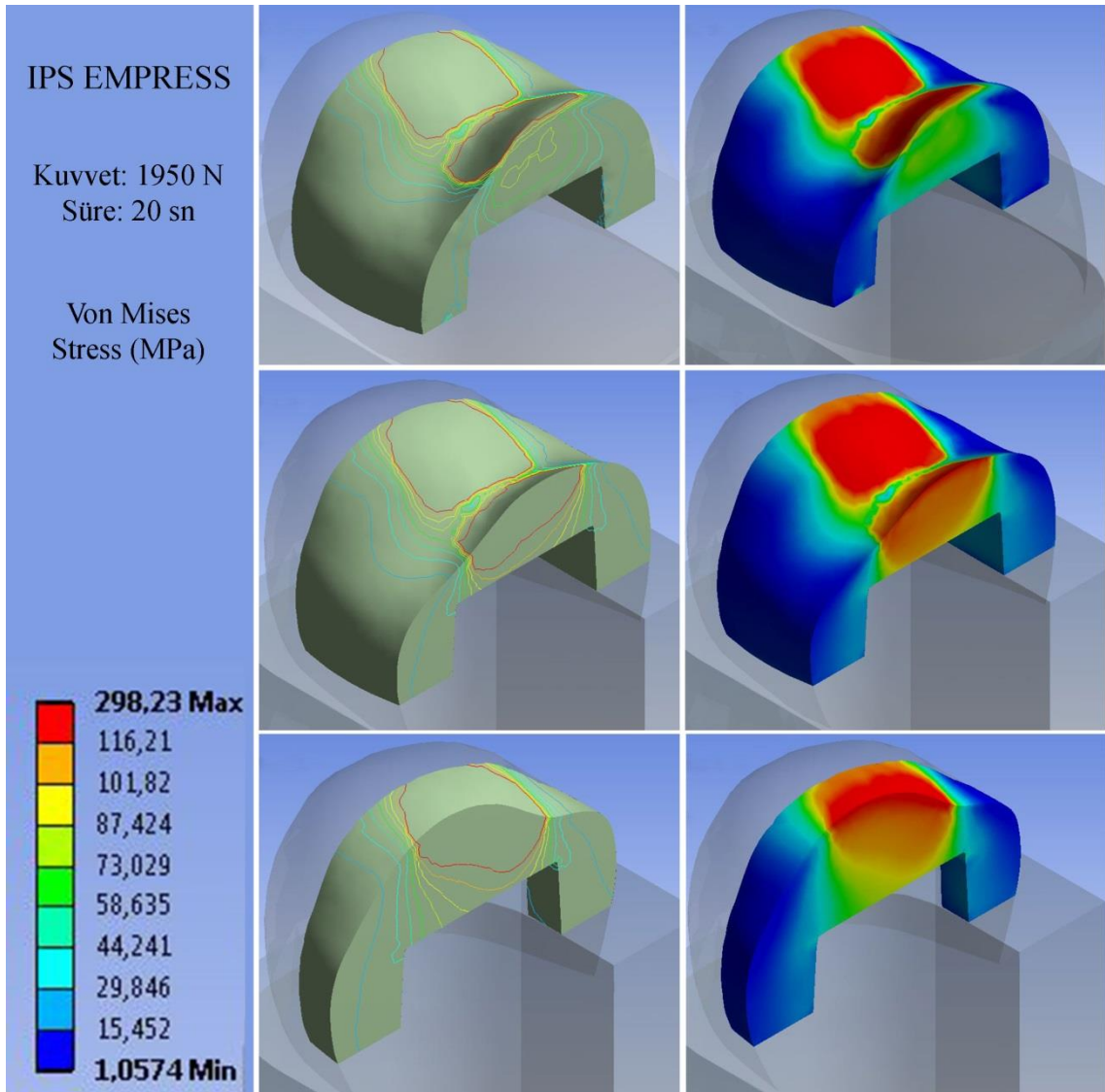
Şekil 4.11'de inleyde oluşan birinci asal gerilme değerleri incelenmiştir ve en yüksek değer 213,39 MPa olarak tespit edilmiştir. Bu şekilde kırmızı renkli bölgeler eğilme gerilmesinin üstünde bir değeri göstermektedirler ve pozitif olduklarından çeki yüküne maruz kalmışlardır. Yükün uygulandığı bölge ortada olduğu için orta kısımlar

basma ve kenar kısımlar çekme gerilmelerine maruz kalmaktadırlar. Şekilde görüldüğü üzere kırmızı bölgeler parçanın üst uç noktalarında oluşmuştur. İnley dişe resin siman ile bağlanmıştır. Orta bölgeye yük uygulamasından sonra inleyin kenar kısımları dişe bağlı olduğu için çekmeye maruz kalmaktadır. Üst kenarlar keskin geçişlere sahip oldukları için çekme gerilmeleri o bölgelerde kendilerini göstermektedirler.



Şekil 4.12. IPS Empress için üçüncü asal gerilme

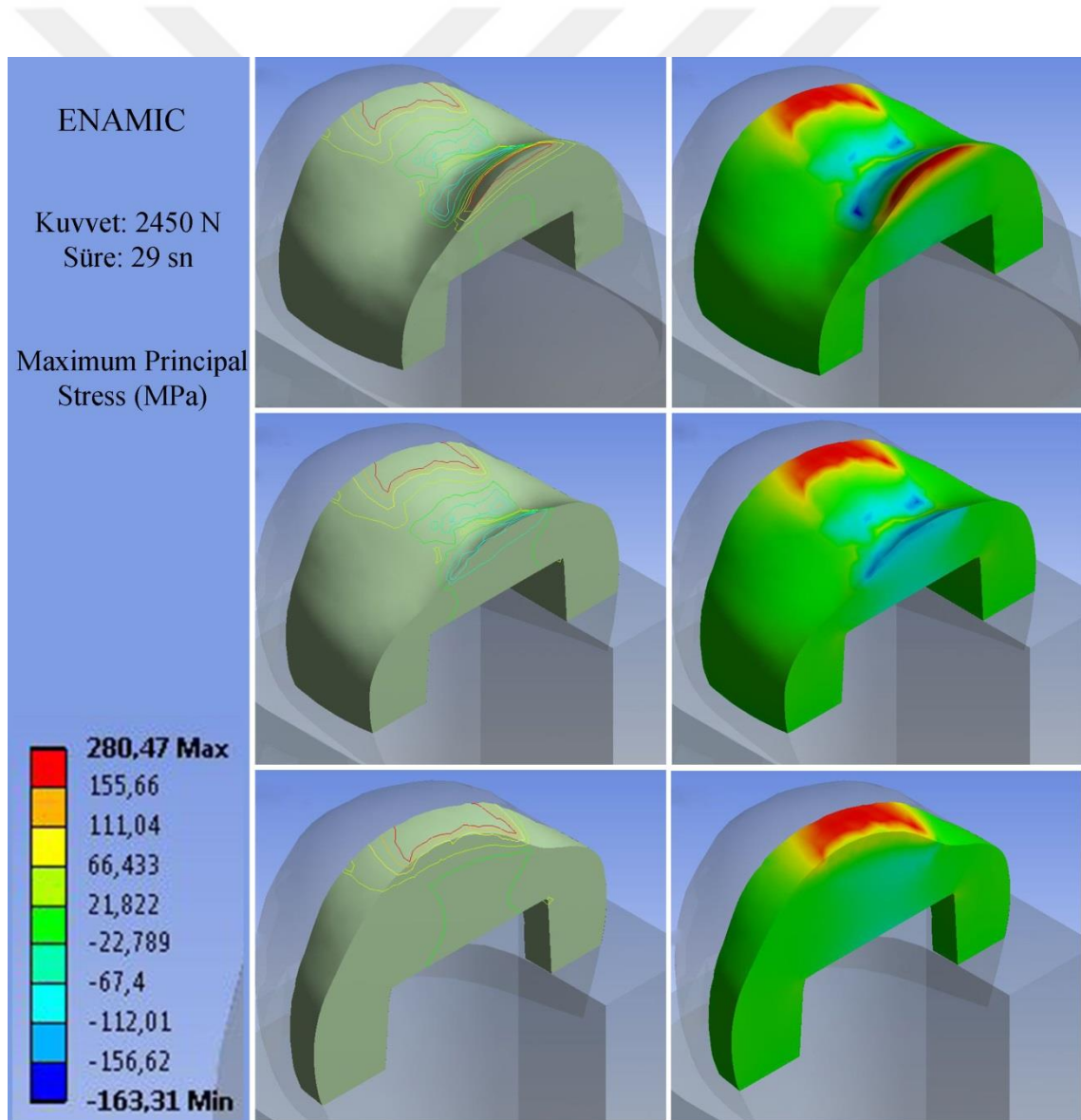
Şekil 4.12’de üçüncü asal gerilme değeri incelenmiştir ve maksimum değer 363,89 MPa olarak tespit edilmiştir. Değer negatif olduğundan dolayı oluşan gerilme basma gerilmesidir. İnleyn kesit incelemesinde görüldüğü üzere orta kısmında en yüksek gerilmeler oluşmuştur ve inleyde çatlaklar oluşarak artık yükü taşıyamaz hale gelmiştir ve kırılmıştır.



Şekil 4.13. IPS Empress için von Mises gerilmesi

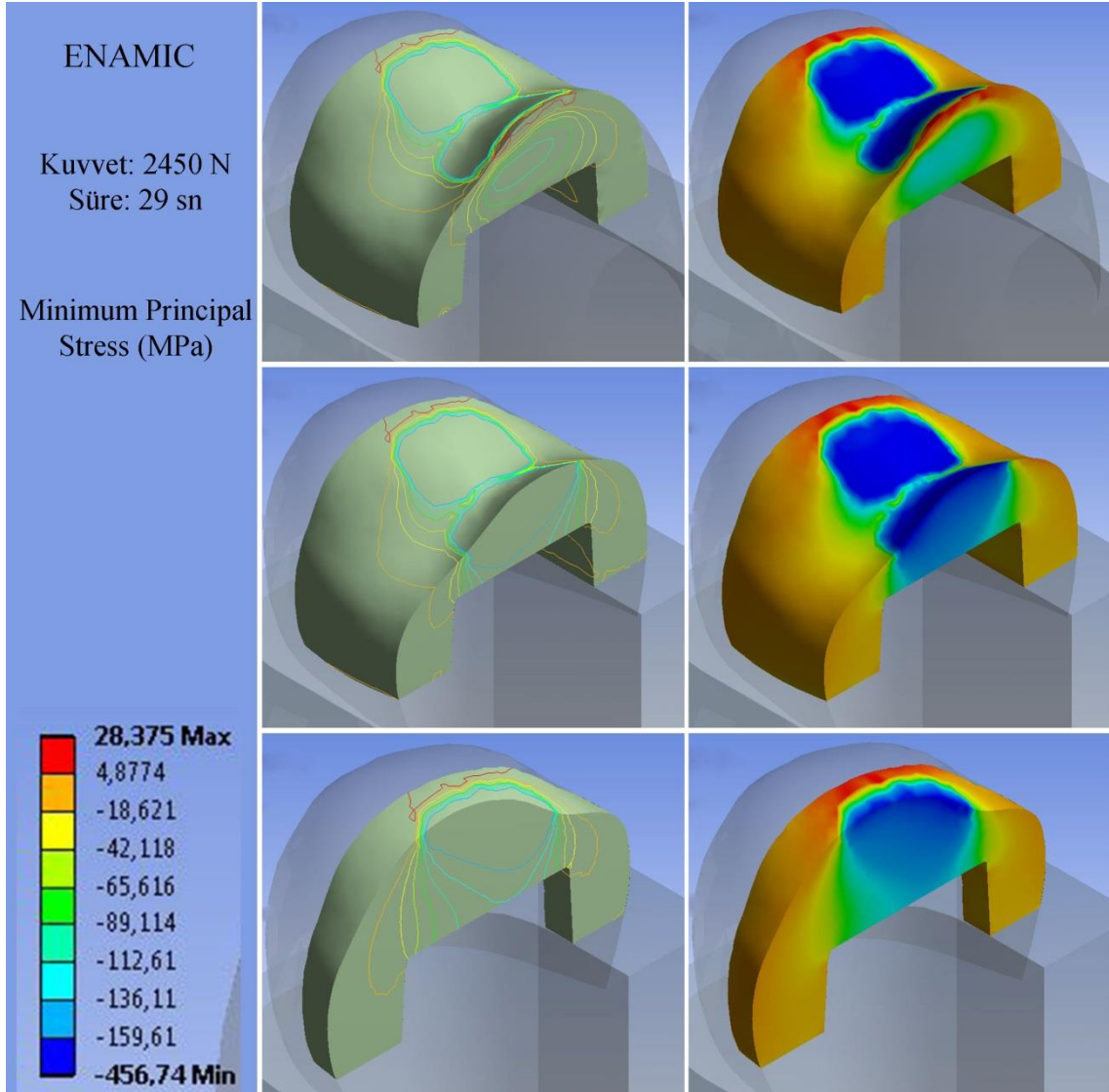
Şekil 4.13'te parçada oluşmuş olan von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Şekilde görüldüğü gibi gerilmeler malzemenin orta kısmında oluşmuştur ve kesit incelemelerinden parçanın alt kısmına inince parçada daha az gerilmenin oluştuğu gözlenmektedir. Parçanın alt bölgelerinde oluşan gerilme değerlerinin eğilme dayanımının altında olduğu görülmektedir. Bu da parçanın kesitinin küçülmesine ve bir yerden sonra yükü taşıyamamaz hale gelip, ani bir kırılmanın ortaya çıkmasına işaretler.

Enamic için hesaplanmış olduğumuz eğilme dayanımı 156,25 MPa'dır. Bu nedenle şekillerde gerilme incelemeleri, bu değer üstünde olan bölgelerde yapılmıştır.



Şekil 4.14. Enamic için birinci asal gerilme

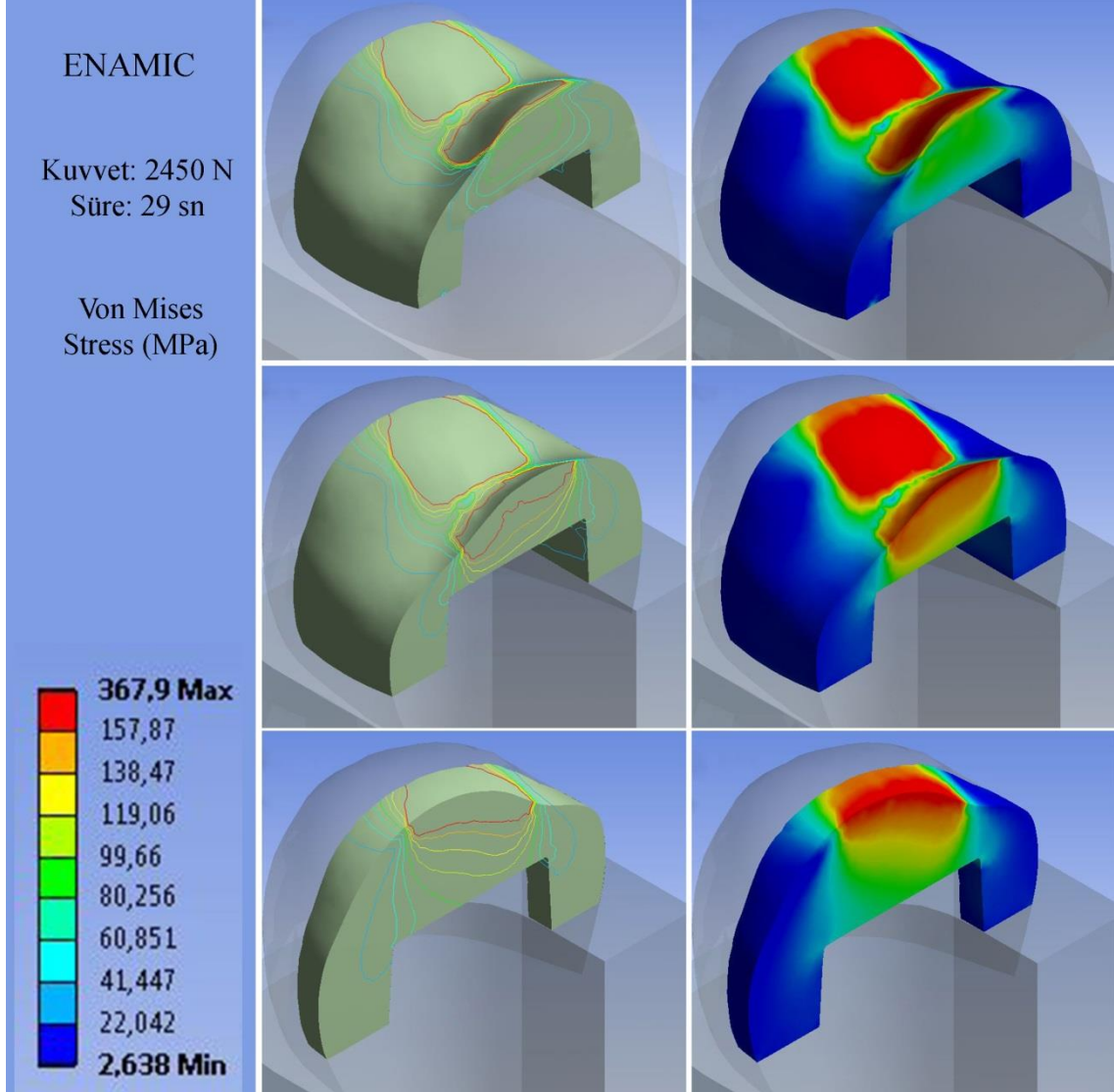
Şekil 4.14'te kenar kısımlardaki kırmızı renkli bölgeler eğilme gerilme dayanımının üstünde bir değeri göstermektedirler ve pozitif olduklarından çeki yüküne maruz kalmışlardır. Orta kısımlarda ise basma gerilmeleri oluşmaktadır.



**Şekil 4.15.** Enamic için üçüncü asal gerilme

Enamic için üçüncü asal gerilme değerleri incelendiğinde (Şekil 4.15) en yüksek değer 456,74 MPa olarak tespit edilmiştir. Değer negatif olduğundan oluşan gerilme değeri basma gerilmesidir. Kesit incelemesinden görüldüğü üzere inleyn orta kısmında

maksimum gerilmeler oluşmuştur ve çatlaklar oluşarak inley kesiti artık yükü taşıyamaz hale gelmiştir ve kırılmıştır.

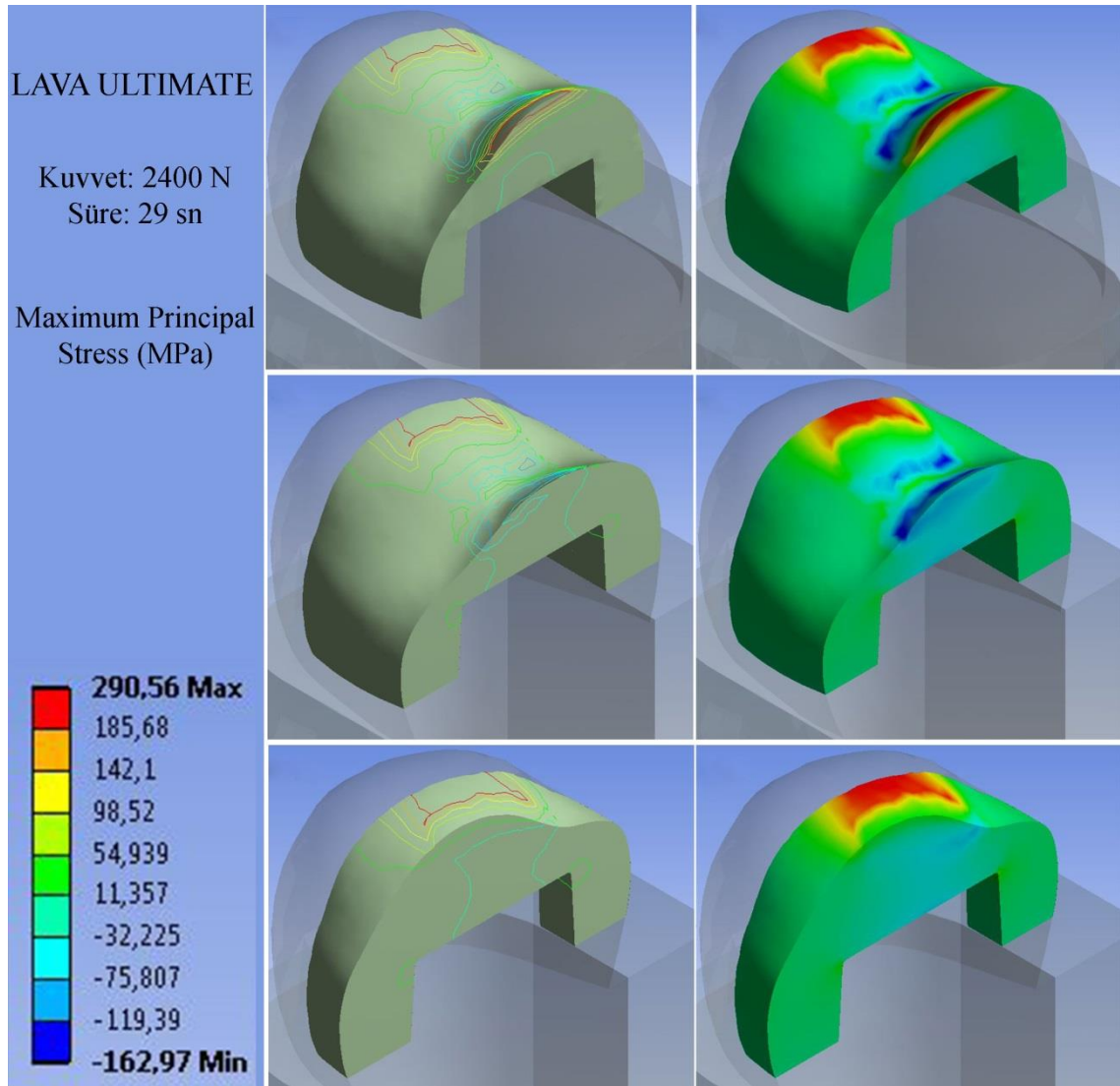


**Şekil 4.16.** Enamic için von Mises gerilmesi

von Mises gerilmelerinin (Şekil 4.16) kesit incelemelerinden parçanın alt kısmına inince parçada daha az gerilmenin olduğu gözlenmektedir. Bu bölgelerde oluşan gerilmeler eğilme dayanımı değerini aşmasa da üst kısımda seramiğin eğilme

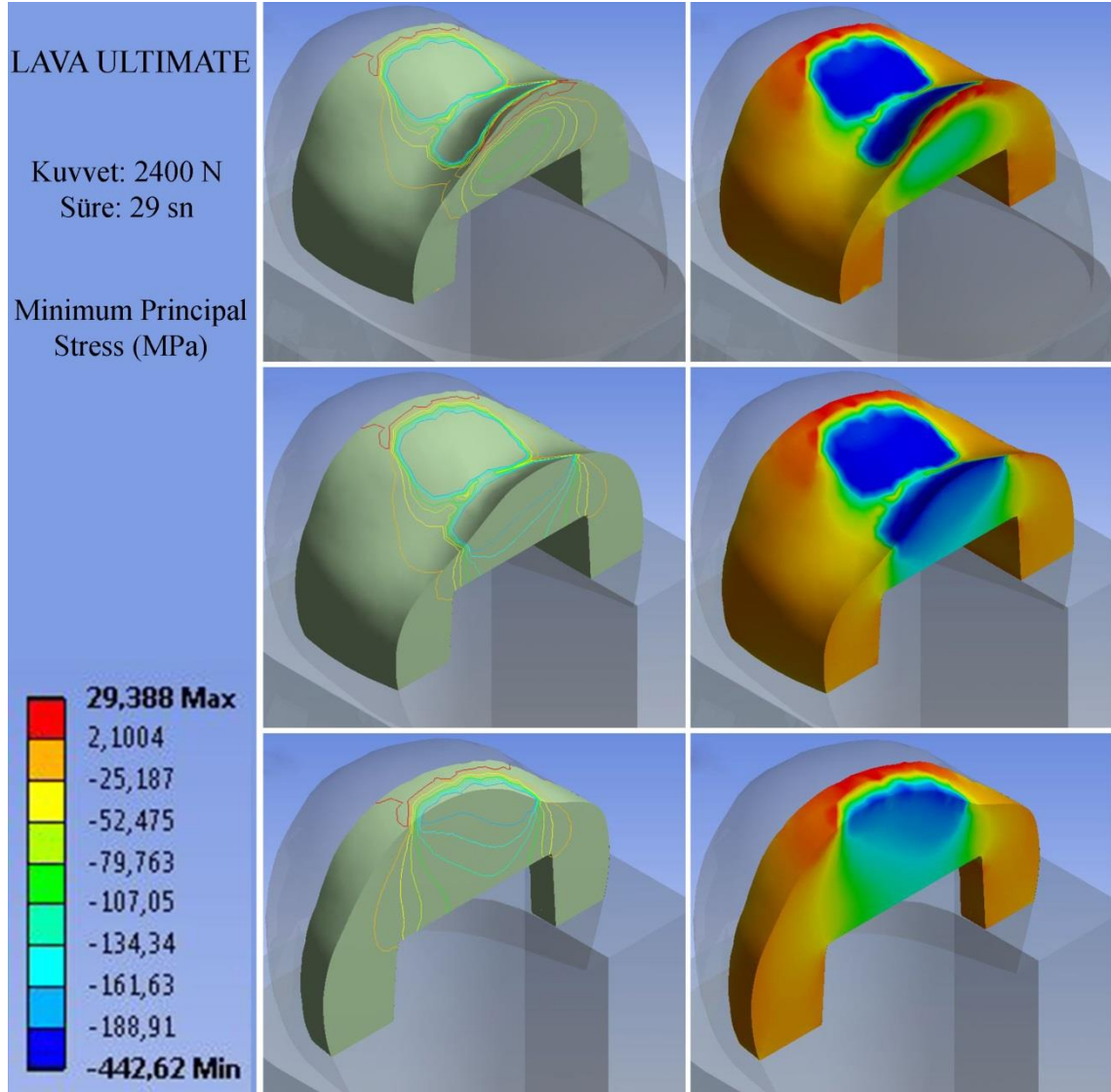
dayanımını aşan gerilmelerle inleyde oluşan çatlaklar kolaylıkla ilerleyerek kırılmaya neden olurlar.

Lava Ultimate için hesaplanmış olduğumuz eğilme dayanımı değeri 187,5 MPa'dır. Bu sebeple şekillerde gerilme incelemeleri bu değerin üstünde olan bölgelerde yapılmıştır.



Şekil 4.17. Lava Ultimate için birinci asal gerilme

Oluşan en yüksek birinci asal gerilme değeri 290,56 MPa olarak tespit edilmiştir. Kenar kısımlardaki kırmızı renkli bölgeler eğilme gerilme dayanımının üstünde bir değeri göstermektedirler ve pozitif olduklarından, çeki yüküne maruz kalmışlardır. Orta kısımlarda ise basma gerilmeleri oluşmaktadır (Şekil 4.17)

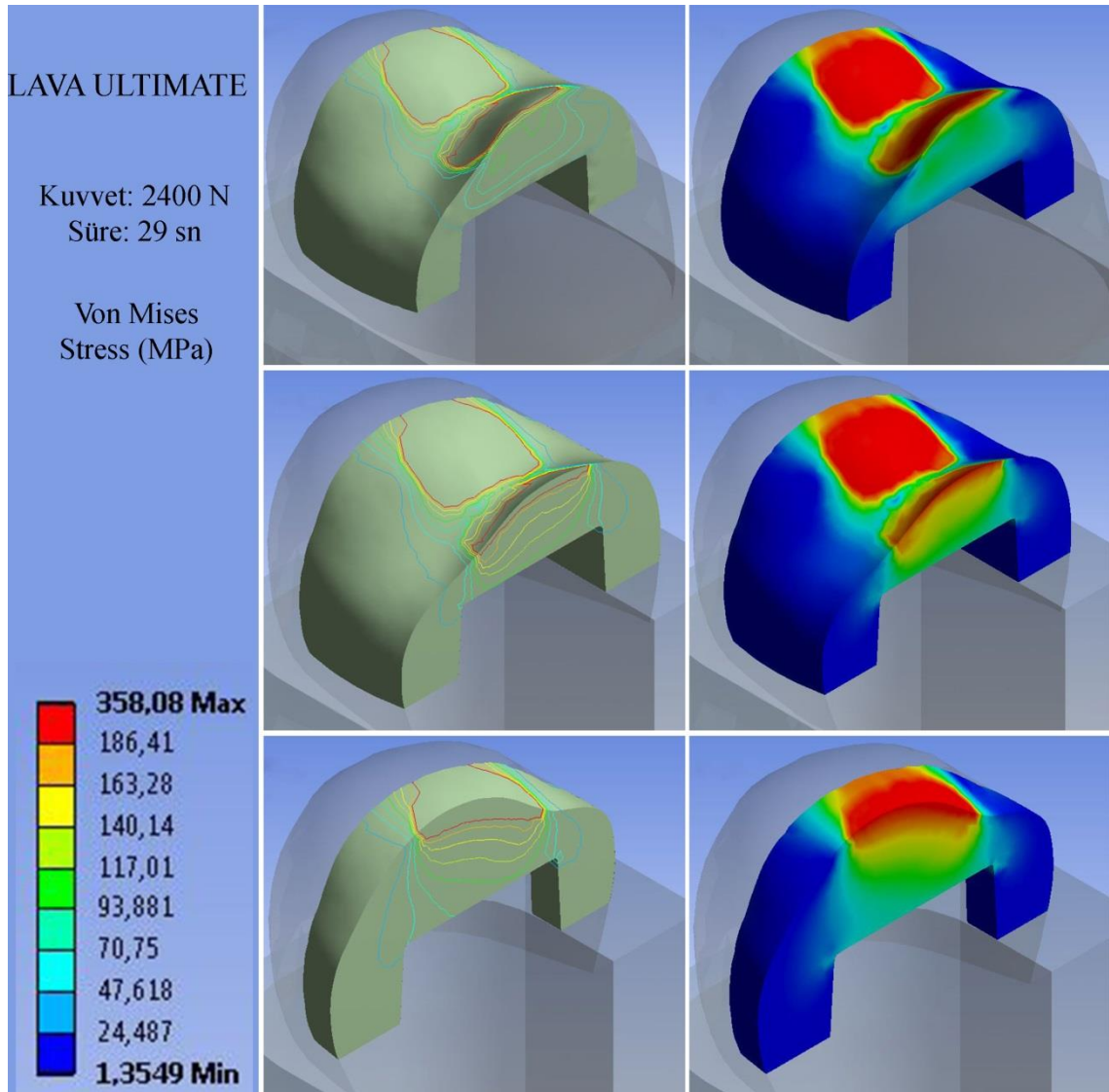


Şekil 4.18. Lava Ultimate için üçüncü asal gerilme

En yüksek üçüncü asal gerilme değeri 442,62 MPa olarak bulunmuştur. Değer negatif olduğundan, oluşan gerilme tipi basma gerilmesidir. Üst bölgelerdeki eğilme



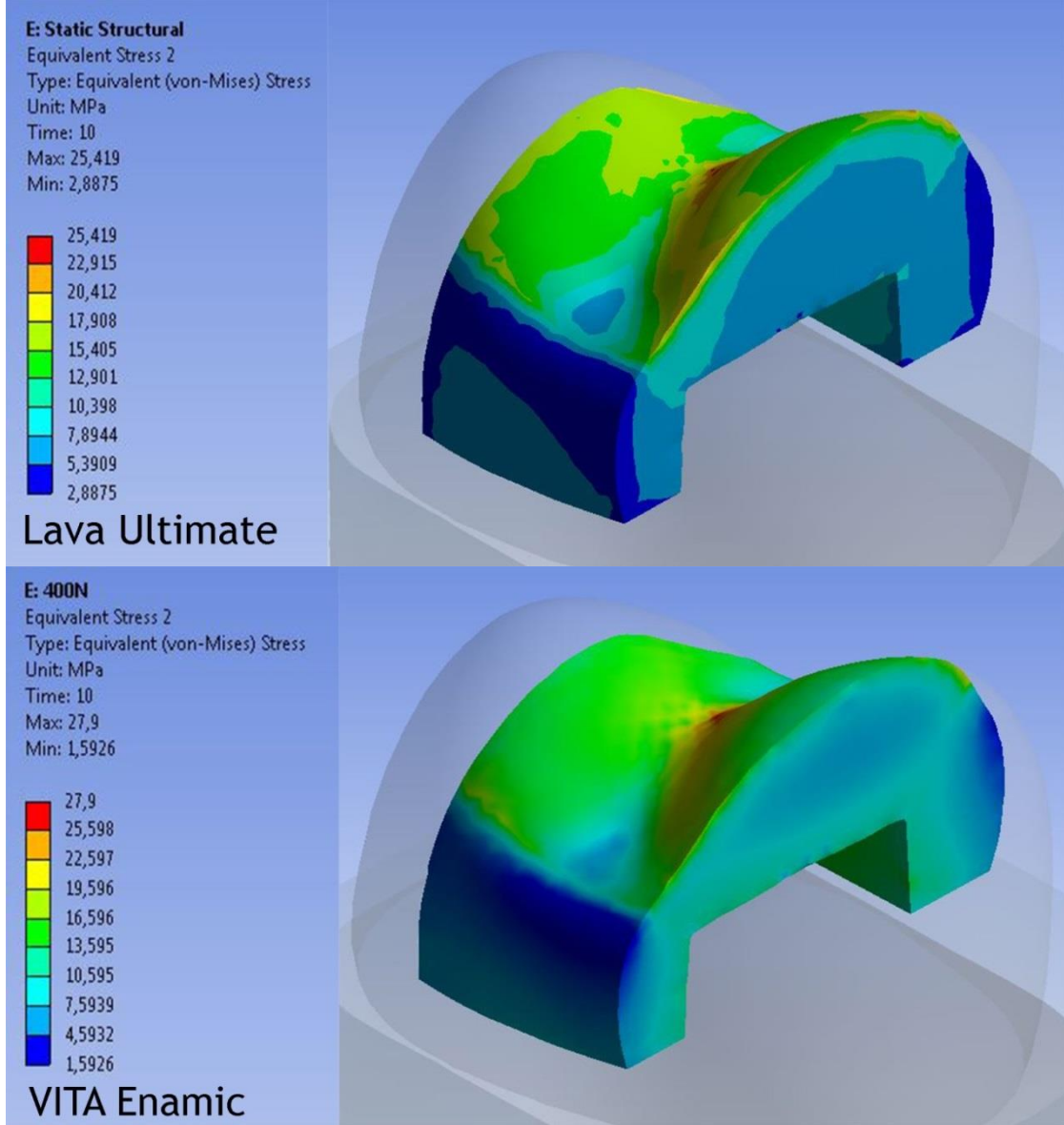
dayanımını aşan gerilmeler, inleyde çatlakların başlayıp ilerlemesine ve inleyin kırılmasına neden olmuştur (Şekil 4.18).



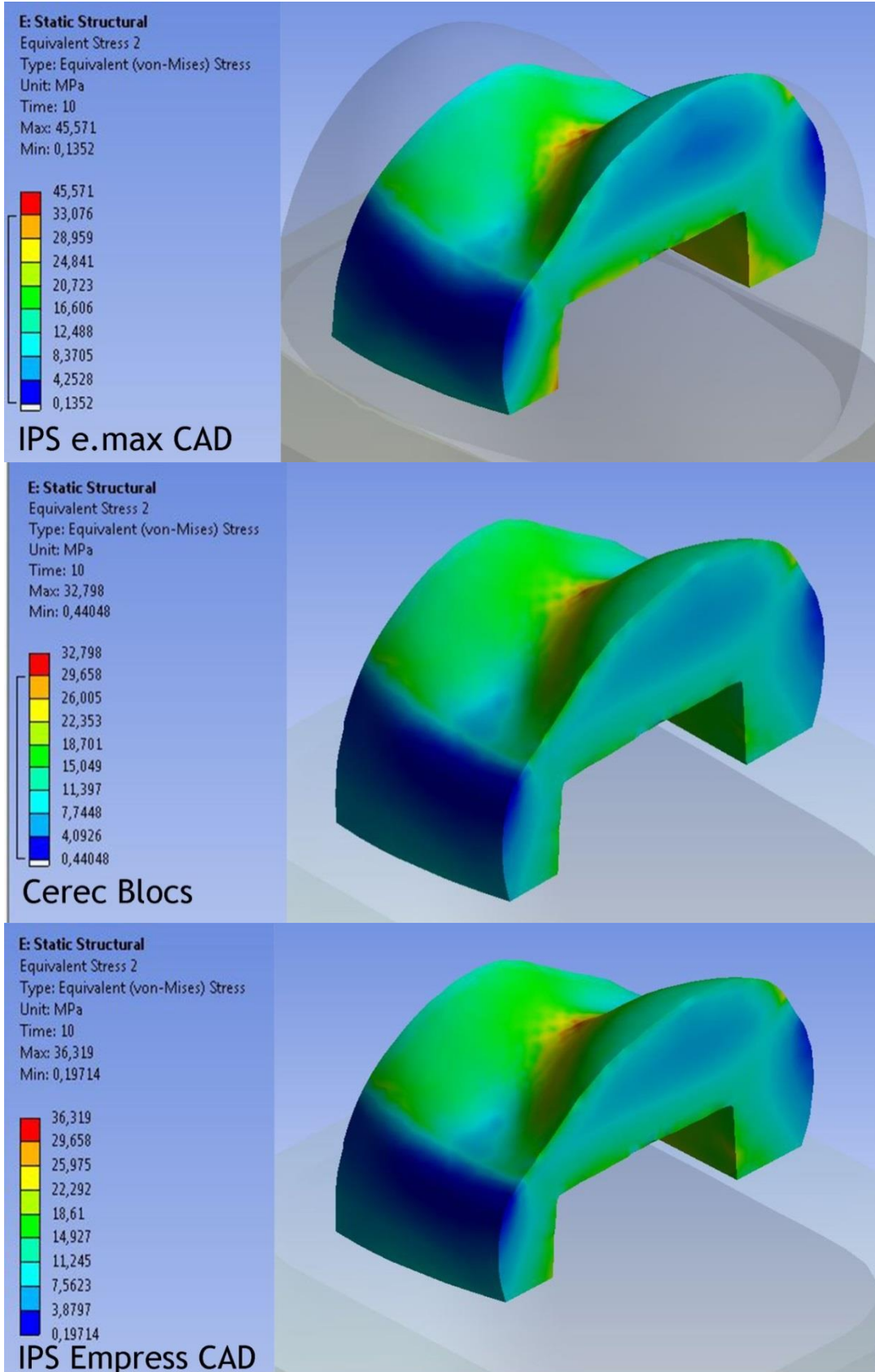
Şekil 4.19. Lava Ultimate için von Mises gerilmesi

von Mises gerilmeleri incelendiğinde (Şekil 4.19) inleyin alt kısmına inince üst kısma nazaran daha az gerilmenin olduğu gözlemlenmiştir. Alt bölgelerde oluşan gerilmeler eğilme dayanımı değerini aşmasa da üst kısımda seramiğin eğilme dayanımını aşan gerilmelerle inleyde oluşan çatlaklar kolaylıkla ilerleyerek kırılmaya neden olurlar.

400 N yük altında incelenen modellerde von Mises gerilme değerleri en yüksek IPS e.max inleyde, en düşük VITA Enamic ve 3M ESPE Lava Ultimate inleylerde elde edildi (Tablo 4.4 ve Şekil 4.20).



**Şekil 4.20.A.** 400 N yük altında inleylerde oluşan von Mises gerilmeleri (Lava Ultimate, VITA Enamic)



**Şekil 4.20.B.** 400 N yük altında inlelerde oluşan von Mises gerilmeleri (IPS e.max CAD, CEREC Blocs, IPS Empress CAD)

**Tablo 4.4.** 400 N yük altında inleylerde oluşan von Mises gerilme değerleri

<b>Seramik</b>	<b>e.max</b>	<b>Empress</b>	<b>Enamic</b>	<b>Lava</b>	<b>Cerec Blocs</b>
<b>von Mises</b>					
<b>Gerilmesi</b>	45.571	36.319	27.9	25.419	32.798
<b>(MPa)</b>					



## 5. TARTIŞMA

Günümüzde estetik diş hekimliğinin ilk hedefi dişin yapısal bütünlüğünü ve fonksiyonunu sağlayan doğal görünümlü restorasyonlar yapmaktır. Bununla birlikte biyouyumlu, dayanıklı ve uzun ömürlü materyaller tercih edilmektedir. Seramik materyaller kullanılarak yapılan restorasyonların biyouyumluluk açısından daha iyi olduğu ileri sürülmektedir. Seramiklerin, aşınmaya karşı kompozit rezinlerden daha dirençli olmaları, doğal görünüme sahip olmaları ve inert olmaları gibi avantajlarından dolayı, ağız ortamı için daha uygun materyal oldukları bilinmektedir.<sup>102</sup>

Son 40 senede dental seramiklerdeki teknolojik gelişim, feldspatik porselenlerden zirkonya esaslı seramiklere kadar muazzam bir ilerleme şeklinde olmuştur. Bu gelişim ısı ile presleme, kayıp mum tekniği, bilgisayar destekli CAD/CAM gibi sistemlerin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Mekanik olarak giderek yükselen bir performans sunan tam seramik materyaller geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde estetik olarak ideal kabul edilen seramiklerin kırılma dayanımlarının artırılması, bu alanda rahatlıkla kullanılabilmelerini sağlamaktadır.<sup>103</sup>

Seramik restorasyonların indirekt olarak uygulama gerekliliği, çalışma süresi olarak hem hekim hem de hasta tarafından bir dezavantaj olarak algılanabilir. Ancak bu zorluk, geliştirilen CAD/CAM sistemleri ile aşılmıştır. Bu sistemler, geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırdığı ve bekleme süresini kısalttığı için oldukça ilgi çekicidir.<sup>104</sup> Bununla birlikte, kapsamlı bir literatür araştırmasında CAD/CAM ile yapılan seramik restorasyonların amalgam, cam iyonomer, direkt ve indirekt kompozit restorasyonlara göre yıllık başarısızlık oranlarının daha düşük seviyede olduğu bildirilmiştir.<sup>105</sup> Çalışmamızda farklı içerikteki inley endikasyonuna sahip CAD/CAM seramik materyallerin, sıkıştırma kuvveti altında kırılma dayanımları tespit edilmiştir.

Seramikler, çekme kuvvetlerine karşı dayanıksız olduklarından restorasyonlarda zayıf bölgelerin olmaması gerekir.<sup>106</sup> Seramiklerin dayanıklılığı büyük ölçüde kullanılan materyal tipine ve restorasyonun kalınlığına bağlıdır.<sup>107, 108</sup> Tam seramik restorasyonlarda üreticilerin talimatlarına da paralel olarak duvar kalınlığının 1.5 mm olması genel bir kural olarak belirlenmiştir.<sup>109</sup> Bu nedenle çalışmamızda restorasyonların her bölgesindeki duvar kalınlığı en az 1.5 mm olarak ayarlandı.

Çalışmamızdaki örneklerin belirlenen siman aralıklarını sağlamak üzere ve fazladan açıklık kalmaması için simantasyon işlemi 50 N yük altında 5 dk süre ile yapıldı.<sup>110</sup>

Restorasyonların başarısızlıklarını analiz etmek için kullanılan *in vitro* deneyler, restoratif işlemlerin gelişimine katkı sağlayan önemli yöntemlerdir.<sup>111, 112</sup> Deneysel kırma testleri restoratif materyallerin artan yük altında kırılma dayanımlarını sayısal verilere dökmek için kullanılır.<sup>112, 113</sup> Bu testlerde genellikle stomatognatik sistemdeki çiğneme kuvvetlerini aşan kırılma kuvvetleri meydana gelir.<sup>107, 114</sup> Bununla birlikte deney esnasında oluşan yüksek kuvvetler, bireyin katı bir cismi çiğnemesi esnasında tek bir dişte yoğunlaşan kuvvete benzetilebilir.<sup>107</sup>

Dental materyallerin uygulanan kuvvetlere karşı kırılma dayanımı, çeşitli şekil (çubuk, disk, vb.) ve büyüklükte hazırlanan örnekler ya da ağız içinde kullanıldıkları şekilde hazırlanan restorasyonlar üzerinde *in vitro* olarak ölçülebilir. *In vitro* çalışmalarındaki yöntemlerin klinik şartlara uygunluğu önemli olduğu<sup>80</sup> için çalışmamızda MOD kavitelere uygulanan inleylerin kırılma dayanımları ölçülmüştür. Aynı şekilde, birçok araştırmacı<sup>35, 115, 116</sup> kırılma dayanımının ölçümünde diş formuna yakın örneklerin kullanılmasının daha uygun sonuçlar vereceğini bildirmiştir.

Çalışmada doğal dişlerin kullanılmamasının nedeni standardizasyonu olumsuz etkileyen birçok faktöre (yapısal farklılıklar, hasta yaşı, çekim sonrası bekletilme

zamani) sahip olmalarıdır.<sup>116-118</sup> Bu doğrultuda kullanılan metal analoglar, karşılaştırılan farklı seramik materyaller için eşit koşullar sağlamıştır. Aynı zamanda bu analogların kullanımları yalnızca inley restorasyonlara yük uygulanması ve bu restorasyonlara yeterli desteği sağlamaları açısından uygun görülmüştür. Epoksi rezin gibi diş dokularına benzer elastik özellikler taşıyan materyallerin ise test esnasında kırılabildiği gösterilmiştir.<sup>119</sup> Bu nedenle standardizasyon sağlanabilmesine rağmen kullanılmamıştır.

Sarafianou ve Kafandaris<sup>120</sup> yaptıkları bir çalışmada diş preparasyonu esnasında 10°'nin üzerindeki açların tutuculuğu olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Wilson ve Chan<sup>118</sup> ise 6° ve 12°'lik oklüzo-servikal açılı preparasyonların ideal olduğunu bildirmiştir. Bu da genel olarak diş kesimi prensibi olarak kabul edilmiştir. Sunulan bu çalışmada da metal dişteki bütün kavite açıları 6° olarak ayarlanmıştır. Bununla birlikte keskin açılar, gerilmenin bu noktalarda yoğunlaşmasına ve restorasyonların erken kırılmalarına neden olacağından yuvarlatılmıştır.<sup>122</sup>

Klinikte oluşana benzer kırılmalar meydana getirebilmek için farklı test cihazları kullanılmıştır. Dietschi ve arkadaşları<sup>123</sup> seramik inleynin okluzal yüzeyine küçük bir küre ile sıkıştırma kuvvetleri uygulamanın kliniktekilere benzer kırılmalar oluşturmak için en uygun yöntem olduğu sonucuna varmışlardır. Literatürde küçük ağız dişlerinde kırılma dayanımını ölçmek için küre şeklinde ya da yuvarlak uçlu çubuk şeklinde, 2 ile 4 mm arasında değişen çaplarda metal antagonistler kullanılmıştır.<sup>123-126</sup> Çalışmamızda ise, Yıldız ve arkadaşlarının<sup>125</sup> yaptıkları çalışmada olduğu gibi 3.5 mm çapında, bir premolar diş tüberkülünü taklit etmek üzere, metal antagonist uç kullanılmıştır.

Elde edilen veriler ışığında, lityum disilikat (IPS e.max CAD) ile yapılan seramik inleylerin kırılma dayanımının diğer materyallerden yapılanlara göre

istatistiksel olarak önemli derecede yüksek olduğu ortaya çıkmıştır ( $p<0.05$ ). Feldspatik seramik (Cerec Blocs), lösitle güçlendirilmiş seramik (IPS Empres), ve iki farklı resin nano seramik (3M ESPE Lava Ultimate ve VITA Enamic) arasında ise önemli bir farklılık bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Literatürde resin nano seramik inleylerin kırılma dayanımı ile ilgili bir çalışma bulunmamaktadır. Bu materyaller seramik sınıfına dahil edilmiş olsalar da, elastisite modülleri diş hekimliğinde kullanılan kompozit materyallere yakındır. Bu doğrultuda, seramik materyallerin kompozit materyallerle karşılaştırıldığı çalışmalardan bahsedebiliriz. Çalışmamızdaki sonuçlara benzer şekilde Liu ve arkadaşları<sup>127</sup> CAD/CAM ile yapılan feldspatik seramik (VITA Mark II) ve kompozit (3M ESPE MZ100) inleylerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmış ve aralarında önemli bir farklılık bulunmamıştır. Costa ve arkadaşları<sup>128</sup> lityum disilikat seramik (IPS e.max Pres) inleyler ile kompozit (Signum Ceramis) inleyler arasında kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak önemli farklılık bulmuştur. Magne ve arkadaşları<sup>108</sup> ise CAD/CAM ile yapılan inleylerin artan ani yüklemeler altında kırılma dayanımlarını araştırmışlar ve lityum disilikat seramiğin (IPS e.max CAD) kompozit (3M ESPE MZ100) ve feldspatik seramikten (VITA Mark II) daha dayanıklı olduğunu bulmuşlardır. Ancak bizim çalışmamızın aksine kompozit inleylerin feldspatik seramikten yapılan inyelere göre kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğu sonucuna varmışlardır.

Clausen ve arkadaşları<sup>129</sup> tam seramik kuronların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlar ve lityum disilikat seramik (IPS e.max Press) kuronların lösitle güçlendirilmiş seramik (IPS Empress Esthetic) kuronlardan daha dayanıklı olduğu sonucuna varmışlardır. Chen ve arkadaşları<sup>130</sup> lösitle güçlendirilmiş seramik (ProCAD) kuronların feldspatik seramik (VITA Mark II) kuronlarla benzer kırılma dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmalardaki materyaller arasındaki farklar bizim



çalışmamızdaki sonuçlarla uyumludur. Yine Carvalho ve arkadaşlarının<sup>131</sup> yaptıkları bir çalışmada lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD) ve resin nano seramik (3M ESPE Lava Ultimate) kuronların kırılma dayanımı, feldspatik seramik (VITA Mark II) kuronlardan daha yüksek bulunmuştur. Ancak bizim çalışmamızdaki sonuçlardan farklı olarak lityum disilikat seramik kuronlar ile resin nano seramik kuronlar arasında önemli bir farklılık olmadığı bildirilmiştir.

CAD/CAM sistemi ile üretilen farklı materyallerin diğer in vitro testleri çeşitli araştırmacılar tarafından yapılmıştır.

Belli ve arkadaşları<sup>132</sup> materyallerin eğilme dayanımını ölçtükleri bir çalışmada lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD) örneklerin, resin nano seramik (3M ESPE Lava Ultimate) ve feldspatik seramik (VITA Trilux Forte) örneklerden daha yüksek değerler verdiği sonucuna varmışlardır. Ayrıca resin nano seramik örneklerin de feldspatik örneklerden önemli derecede daha yüksek eğilme dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda resin nano seramik inleylerin kırılma dayanımları ortalaması feldspatik örneklerden daha yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak önemli bir fark yoktu. Tinschert ve arkadaşları<sup>78</sup> da farklı seramiklerin bükülme dayanımlarını test etmiş ve lösitle güçlendirilmiş seramik (IPS Empress) örnekler ile feldspatik seramik (VITA Mark II) örnekler arasında önemli bir farklılık bulmamışlardır. Bizim çalışmamızda da lösitle güçlendirilmiş ve feldspatik seramik inleyler arasında kırılma dayanımı açısından bir farklılık yoktu.

Quinn ve arkadaşları<sup>133</sup> CAD/CAM ile üretilen farklı seramiklerin çatlama kırılma dayanımını (chipping fracture resistance) karşılaştırmışlardır. Lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD) ve resin nano seramik (3M ESPE Lava Ultimate) arasında önemli bir fark bulmamışlardır. Aynı şekilde lösitle güçlendirilmiş seramik (IPS Empress CAD) ve feldspatik seramik (VITA Mark II) arasında da fark bulmamışlardır. Ancak

lityum disilikat seramik ve resin nano seramiğin, lösitle güçlendirilmiş seramik ve feldspatik seramikten daha yüksek dayanım gösterdiğini bildirmişlerdir.

Ren ve Zhang<sup>134</sup> ene hareketlerini taklit eden bir cihaz kullanarak sürtünme hareketinin dental seramikler üzerinde kırılmaya etkisini araştırmışlardır. Sonuç olarak güçlendirilmiş seramiklerin (IPS e.max CAD ve IPS e.max Pres) feldspatik seramiklerden (LAVA Ceram ve IPS d.Sign) daha dayanıklı olduğunu bildirmişlerdir.

Seramik inleylerin uzun dönem klinik başarılarını gösteren çalışmalarla<sup>135-137</sup> birlikte, yeni materyal ve tekniklerin kırılma üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi gerekir. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi, birçok çalışma, materyal ve teknik üzerinde yoğunlaşmıştır.<sup>138-143</sup> Bu alışmalar biyolojik koşulları taklit etmişlerdir. Yapılan in vitro testlerin, sonlu elemanlar analizleri kullanılarak taklit edilmesi ve karşılaştırılması ise literatürde yeni çalışmaların ortaya çıkmasına neden olmuştur. Bu yeni çalışmaların sayısı biyolojik koşulları taklit eden çalışmalardan daha azdır.<sup>144, 145</sup>

Son zamanlarda diş hekimliğinde sonlu elemanlar gerilme analizi, diş ve materyallerdeki mekanik davranışları detaylı bir şekilde gösterebildiği için kapsamlı olarak kullanılmaya başlanmıştır. Oyle ki, yapıda her bir düğümde oluşan gerilme ve şekil değiştirmeler görülebilmektedir. Diğer bir özellik ise, yapının farklı koşullar altında değerlendirilmesi gerektiğinde hızlı bir şekilde sonuca ulaşılabilmektedir.<sup>146</sup>

Çalışmamızın ikinci aşamasında, okluzal yükleme sonucu farklı seramik inleylerde oluşan gerilme dağılımı sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmiştir. Bu yöntemde kullanmış olduğumuz ANSYS bilgisayar yazılımı tek başına kırılma analizlerini gerçekleştirememektedir. Ancak, inley yapılarında oluşan gerilmelerin, seramiklerin üç noktadan eğme testi ile hesaplanan eğilme dayanımlarına göre değerlendirilmesi ile inleylerin kırılma analizi yapılabilmiştir.<sup>142</sup>

Gerçeğe daha yakın model elde etmek için çekilmiş dişin bilgisayarlı tomografiyle elde edilen verileri kullanılmıştır.<sup>142, 147, 148</sup>

Sonlu elemanlar gerilme analizi 2 boyutlu ve 3 boyutlu modeller üzerinde yapılabilir. Diş anatomisi düzensiz ve simetrik olmayan bir yapıdadır. Bu nedenle 2 boyutlu modeller diş yapılarını temsil etmek için uygun değildir.<sup>149, 150</sup> 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi en yüksek derecede gerçeklik elde etmek için tercih edilir ve gerilme dağılımı konusunda daha detaylı bilgiler elde edilir.<sup>151, 152</sup> Ona ve arkadaşları<sup>142</sup> sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında 2 boyutlu ve 3 boyutlu modeller kullanmışlardır. 2 boyutlu modellerin yetersiz kaldığını ve 3 boyutlu modellerin tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da sonlu elemanlar gerilme analizleri 3 boyutlu model üzerinde yapılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında mesh kalitesini değerlendirmek için skewness ile element quality değerleri incelenir. Bu değerler 0-1 arasında yer alır. Skewness değeri sıfıra yakın, element quality değeri 1'e yakın olmalıdır. İdeal (doğrusal geometriye sahip) modellerde bu değerler tam olarak elde edilir. Ancak biyolojik yapıların karmaşık geometrilerinden dolayı bu değerler idealinden uzaklaşmaktadır.

Genel modelimizde minimum mesh boyutu 1.2482 e-2 mm ve maksimum mesh boyutumuz 2,4963 mm'dir. Bu modellerin optimum değerleri, farklı boyutlarda mesh'ler denenerek elde edilir. İncelenen seramik inleylerde optimum eleman boyutu 0.3 mm olarak elde edilmiştir.

Dejak ve Mlotkowski<sup>153</sup> farklı kompozit rezin (True Vitality, Herculite XRV, Charisma, Z100) ve seramik (IPS Empress) inleylerin dayanımını sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Elastisite modülü kompozit rezinlerden daha yüksek olan seramik inleyin başarısızlık oranının daha fazla olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda da *in vitro* deneylerde en düşük kırılma dayanımı IPS Empress seramik

inleylerde bulundu. Aynı zamanda sonlu elemanlar analizlerinde diğer seramiklere göre daha düşük gerilmeler altında kırılmanın meydana geldiği incelendi.

Yamanel ve arkadaşları<sup>154</sup> farklı kompozit (Grandio, Filtek Supreme XT) ve seramik (IPS Empress 2, Lava) inley ve onleylerde 200 N yük altında oluşan von Mises gerilmelerini incelemiştir. Sonuç olarak seramik materyallerde oluşan von Mises gerilmelerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da, 400 N yük altında tam seramik inleylerde kompozit içerikli seramik inleylere göre daha yüksek von Mises gerilmeleri incelenmiştir.

Ona ve arkadaşları<sup>142</sup> 1.5 mm çapındaki küre ile MOD inleye sahip premolar dişe 250 N yük uygulamışlar ve oluşan gerilmeleri incelemiştir. Bizim bulgularımızın aksine inleynin okluzal yüzeyinde tabana göre daha az gerilme oluştuğunu bildirmişlerdir. Ausiello ve arkadaşları<sup>140</sup> ise, sınıf II inleylerdeki gerilme dağılımını inceledikleri çalışmada gerilmelerin yükleme noktalarında en yüksek değerlere çıktığı sonucuna varmışlardır. Ayrıca okluzal yüzeyde seramik inleylerde 100-500 MPa arasında gerilmelerin oluştuğunu, kompozit inleylerde 40-100 Mpa arasında gerilmelerin oluştuğunu bildirmişlerdir. Bu durumu, rijit yapıdaki seramiğe göre yumuşak olan rezin kompozitin gerilmeleri dağıtıcı etkisiyle açıklamışlardır. Buna ilaveten Costa ve arkadaşları<sup>128</sup> sonlu elemanlar gerilme analizi ile premolar dişlerde farklı boyutlardaki MOD kavitelere uygulanan inleyleri incelemiştir. Bütün kavitelere seramik inleyde, kompozit inleye göre daha fazla gerilme oluştuğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da 400 N yük altında seramik inleylerde oluşan gerilmeler, rezin nano seramik inleylerde oluşan gerilmelerden fazla bulunmuştur.

Holberg ve arkadaşları<sup>139</sup> sınıf II kavitelere uygulanan seramik inleylerde sonlu elemanlar gerilme analizi yapmışlardır. Sonuç olarak IPS Empress inleyde oluşan birinci asal gerilmenin, IPS e.max inleyde oluşan gerilmeden daha fazla olduğunu

bulmuşlardır. Ancak bizim sonuçlarımıza göre IPS e.max inleyde daha fazla birinci asal gerilme meydana gelmiştir. Bu farklı sonuçlar, sonlu elemanlar gerilme analizi yazılımlarına farklı tanımlan materyal özellikleri ile ilişkili olabilir. Şöyle ki, çalışmamızda poisson oranları IPS e.max için 0.22, IPS Empress için 0.25 olarak bulunmuş iken Holberg ve arkadaşları<sup>139</sup> poisson oranlarını IPS e.max için 0.3, IPS Empress için 0.21 olarak kabul etmiştir.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. *In vitro* deneylerde lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik inleyn kırılma dayanımı diğer seramiklerden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Seramik yapının lösitle güçlendirilmesinin veya yapıya rezin ilavesinin kırılma dayanımını etkilemediği tespit edilmiştir.

2. Hesaplanan eğilme dayanımı değerleri ile kırılma dayanımı değerleri arasında doğru orantı vardır. Farklı içerikli seramiklerden belirli geometrik formlarda hazırlanan örneklerin veya anatomik formlarda hazırlanan inleylerin kırılma dayanımına karşı gösterdikleri fark benzerdir.

3. Seramiklerin kırılma dayanımları ile elastisite modülleri veya poisson oranları arasında herhangi bir ilişki tespit edilememiştir.

4. Rezin içerikli seramiklerin diğer seramiklere göre; ortalama poisson oranları yüksek, elastisite modülleri düşük bulunmuştur. Bu durumun seramiklerin rezin içermesiyle ilgili olup olmadığı araştırılmalıdır.

5. Sonlu elemanlar gerilme analizi ve materyallerin eğilme dayanımları kullanılarak kırılma tahminleri yapılmıştır. Bu sonuçlar, *in vitro* deneylerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmış ve birbirleriyle uyumlu bulunmuştur.

6. Sonlu elemanlar gerilme analizinde 400 N yük altında inley yapılarında oluşan ortalama gerilmeler; rezin nano seramiklerde diğer seramiklere göre daha az iken, en yüksek lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklerde ortaya çıkmıştır. Bu gerilmeler, seramiklerin elastisite modülleri ile doğru orantılı iken poisson oranlarıyla ters orantılı olarak meydana gelmiştir.

7. *In vitro* deneylerden ve sonlu elemanlar gerilme analizinden elde edilen bulgular doğrultusunda, test edilen bütün seramiklerin ağız ortamında oluşan normal kuvvetlere karşı dayanıklı oldukları bulunmuştur. Bununla birlikte seramik

materyallerde ağızda oluşan sürekli kuvvetler altında yorulma meydana gelecek ve daha düşük kuvvetler altında kırılma meydana gelebilecektir. Aynı zamanda ağız ortamındaki sıcaklık değişiklikleri de kırılma dayanımını etkileyebilir. Bu hususların dikkate alınacağı çalışmalar ağız ortamındaki koşulların etkisini daha iyi gösterecektir.



## KAYNAKLAR

1. Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *Journal of Dentistry*, 1997, 25: 459-473.
2. Önal B. *Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları*, 1. Baskı. İzmir, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 2004: 66-101.
3. Üçtaşlı MB, Erten H. Estetik restoratif materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2004, 21: 31-34.
4. Mormann W, Krejci I. Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence International*, 1992, 23: 109-115.
5. Holand W, Beall GH. *Glass-Ceramic Technology*. 2<sup>nd</sup> ed. New York, John Wiley & Sons, Inc., 2012: 2.
6. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 2010, 13: 195-203.
7. Wang R, Lu C, Arola D, Zhang D. Plastic damage induced fracture behaviors of dental ceramic layer structures subjected to monotonic load. *Journal of Prosthodontics*, 2013, 22: 456-464.
8. Otto T, De Nisco S. Computer-Aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of CEREC CAD/CAM inlays and onlays. *The International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15: 122-128.
9. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental Materials*, 2003, 19: 575-583.
10. Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method--an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 2010, 34: 281-285.



11. Joshi S, Sajjan C, Pavankumar K. Evolution of ceramic processing techniques - A review <http://www.guident.net/prosthodontics/evolution-of-ceramic-processing-techniques-a-review.html>. 10 Haziran 2013.
12. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996, 75: 18-32.
13. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 621-644.
14. Helvey GA. Classification of dental ceramics. <http://www.cdeworld.com/courses/4663>. 10 Haziran 2013.
15. DiMatteo AM, Reynolds TA. The evolution of dental ceramics. *Inside Dentistry*, 2013, 9: 53-62.
16. Stejskal VD, Danersund A, Lindvall A, Hudecek R, Nordman V, Yaqob A, Mayer W, Bieger W, Lindh U. Metal-specific lymphocytes: biomarkers of sensitivity in man. *Neuro Endocrinology Letters*, 1999, 20: 289-298.
17. Venclikova Z, Benada O, Bartova J, Joska L, Mrklas L. Metallic pigmentation of human teeth and gingiva: Morphological and immunological aspects. *Dental Materials Journal*, 2007, 26: 96-104.
18. Bumgardner JD, Lucas LC. Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. *Journal of Dental Research*, 1995, 74: 1521-1527.
19. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal*, 1965, 119: 251-267.
20. W. MJ, I. KM. High-strength ceramics. *Quintessence International* , 1987, 18: 97-106.
21. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.

22. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98: 389-404.
23. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 2005, 14: 39-45.
24. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 557-562.
25. Devigus A, Lombardi G. Shading Vita YZ substructures: influence on value and chroma, part I. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2004, 7: 293-301.
26. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dental Materials*, 2004, 20: 207-212.
27. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 61-66.
28. Sherrill CA, Obrien WJ. Transverse Strength of Aluminous and Feldspathic Porcelain. *Journal of Dental Research*, 1974, 53: 683-690.
29. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *Journal of Canadian Dental Association*, 2002, 68: 233-237.
30. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine : An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*, 1996, 7: 134-143.

31. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *The International Journal of Prosthodontics*, 1989, 2: 13-26.
32. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, 2001, 17: 21-33.
33. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 859-865.
34. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 1994, 7: 329-338.
35. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *Journal of Dentistry*, 1993, 21: 117-121.
36. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*, 1992, 36: 765-782.
37. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, 1997, 128: 297-307.
38. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 2002, 46: 405-426, viii.
39. Giordano RA, 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995, 73: 411-418.
40. el-Sherif M, Jacobi R. The ceramic reverse three-quarter crown for anterior teeth: preparation design. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 61: 4-6.

41. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 374-380.
42. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2002, 29: 951-955.
43. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 2008, 204: 505-511.
44. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 261-267.
45. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 84: 506-513.
46. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 2008, 17: 378-383.
47. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 180-187.
48. Stumpel LJ, 3rd, Haechler WH. The all-ceramic cantilever bridge: a variation on a theme. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2001, 22: 45-50, 52; quiz 54.

49. Smedberg JI, Ekenback J, Lothigius E, Arvidson K. Two-year follow-up study of Procera-ceramic fixed partial dentures. *The International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11: 145-149.
50. Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence International*, 1998, 29: 285-296.
51. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. The Procera AllCeram system. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2000, 20: 151-161.
52. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 349-355.
53. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 91: 356-362.
54. Celik G, Usumez A, Sari T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2013, 16: 74-82.
55. Bayindir F, Uzun İ. Tam Seramik Kuron Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007, Suppl.:2: 33-42.
56. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *Journal of American Dental Association*, 1996, 127: 1171-1181.
57. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *Journal of American Dental Association*, 2006, 137 Suppl: 7S-13S.

58. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *Journal of American Dental Association*, 2005, 136: 1714-1723.
59. Pallesen U, van Dijken JWV. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *European Journal of Oral Sciences*, 2000, 108: 239-246.
60. Sahin E, Aktas G, Ozcan N, Aydin D, Akca K. Restoratif Diş Hekimliğinde CAD/CAM Klinik Uygulamalar: Sirona Cerec Sistemi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009, 33: 33-40.
61. Mormann WH, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. *State of the Art of CAD/CAM Restorations*, 2006: 1-8.
62. Posselt A, Kerschbaum T. Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2003, 6: 231-248.
63. Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence International*, 1996, 27: 821-828.
64. Estafan D, Dussetschleger F, Agosta C, Reich S. Scanning electron microscope evaluation of CEREC II and CEREC III inlays. *General Dentistry*, 2003, 51: 450-454.
65. Trost L, Stines S, Burt L. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. *Journal of American Dental Association*, 2006, 137 Suppl: 32S-36S.
66. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of American Dental Association*, 2001, 132: 1301-1303.
67. Broek D. *The Practical Use of Fracture Mechanics*. 2<sup>nd</sup> ed. Netherlands, Kluwer Academic, 1989.

68. Janssen M, Zuidema J, R. W. *Fracture Mechanics*. 2<sup>nd</sup> ed. Oxfordshire, Spon Press, 2004: 4.
69. Hertzberg R. *Deformation and Fracture Mechanics of Engineering Materials*. 4<sup>th</sup> ed. John Wiley&Sons, Inc., 1996: 315-317.
70. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *Journal of Dental Research*, 1994, 73: 1824-1832.
71. Söderholm KJ. Fracture of dental materials. In: Belov A (ed). *Applied Fracture Mechanics*, 1<sup>st</sup> ed. InTech, 2012: 122.
72. Sadighpour L, Geramipannah F, Raeesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences*, 2006, 3: 143-152.
73. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *American Journal of Dentistry*, 1991, 4: 231-236.
74. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 1995, 8: 239-246.
75. Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. *Dental Materials*, 2001, 17: 289-295.
76. Taira M, Nomura Y, Wakasa K, Yamaki M, Matsui A. Studies on fracture toughness of dental ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1990, 17: 551-563.
77. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989, 62: 536-541.
78. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 2000, 28: 529-535.

79. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 2002, 10: 15-22.
80. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 652-661.
81. Veli I. Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora tezi, Diyarbakır, Dicle Üniversitesi, 2012.
82. Craig R. *Restorative Dental Materials*. 10<sup>th</sup> ed. St. Louis, The C.V., Mosby Co., 1997:86
83. Kansu AR. Farklı Bifurkasyon Defektlerinde Fonksiyonel Kuvvetlerin Yol Açtığı Streslerin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemiyle Karşılaştırmalı Analizi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Periodontoloji Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara, Gülhane Askeri Tıp Akademisi, 1996.
84. Korkmaz F. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Cerrahi Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara, Gazi Üniversitesi, 2008.
85. Ulusoy M, Aydın K. *Bölümlü Protezler*. 23. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Yayınları, 2003: 94-119.
86. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*, 2007, 23: 539-548.



87. Caputo AA. Structures and Design. In: Caputo AA, Standlee JP (eds). *Biomechanics in Clinical Dentistry*, 1<sup>st</sup> ed. Illinois, Quintessence Publishing Co., 1987: 19-27.
88. Adıgüzel Ö. Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm 1: Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi*, 2010, 11: 18-23.
89. İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşçıoğlu G. Comparison of Finite Element and Photoelastic Stress Analysis Methods. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 2009, 15: 93-101.
90. Yaman S. Sonlu Elemanlar Yöntemi ve Diş Hekimliğindeki Uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1995, 5: 87-96.
91. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 585-598.
92. Roylance D. Finite Element Analysis. <http://ocw.mit.edu/courses/materials-science-and-engineering/3-11-mechanics-of-materials-fall-1999/modules/fea.pdf>. 03 Nisan 2014.
93. Eskitaşçıoğlu G. Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilmelerin Structural Analysis Program ile İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara, Ankara Üniversitesi, 1991.
94. İlgün A, Korkmaz H, Malkoç S, Başçiftçi F. İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. *Selçuk Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 2004, 19: 29-37.

95. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2004, 7: 277-303.
96. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1995, 22: 201-205.
97. Ertem SY. Eğimli ve Köşeli Yapılan Matjinal Mandibulektominin Kuvvet İletimine Etkisinin Üç Boyutlu Modelleme ve Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara, Başkent Üniversitesi, 2010.
98. Asar NV. İmplant Destekli İki Farklı Sabit Üst Yapı Tasarımının Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Farklı Kemik Tiplerine Göre Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara, Gazi Üniversitesi, 2006.
99. Roesler J, Harders H, Baeker M. *Mechanical Behaviour of Engineering Materials*. 1<sup>st</sup> ed. New York, Springer, 2007: 31.
100. Askeland D, Phlee P. *The Science and Engineering of Materials*. 5<sup>th</sup> ed. Stamford, Thomson Engineering, 2005: 199-218.
101. Şahin MK. Dört Farklı Cam Fiber Postun In Vitro Bükülme Dirençlerinin ve Sonlu Elemanlar Metodu ile Stres Dağılımlarının Analizi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara, Gazi Üniversitesi, 2008.
102. Rykke M. Dental materials for posterior restorations. *Endodontics & Dental Traumatology*, 1992, 8: 139-148.
103. Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, 2010, 3: 351-368.

104. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental Update*, 2005, 32: 566-572.
105. Goldstein GR. The longevity of direct and indirect posterior restorations is uncertain and may be affected by a number of dentist-, patient-, and material-related factors. *The Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 2010, 10: 30-31.
106. Boushell LW, Ritter AV. Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 2009, 21: 77-87.
107. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006, 95: 421-429.
108. Magne P, Paranhos MP, Schlichting LH. Influence of material selection on the risk of inlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. *Dental Materials*, 2011, 27: 109-113.
109. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*, 2006, 22: 29-36.
110. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 1999, 27: 89-99.
111. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *American Journal Of Dentistry*, 2001, 14: 216-220.
112. Soares Cj, Martins Lr, Pfeifer Jm, Giannini M. Fracture Resistance Of Teeth Restored With Indirect-Composite And Ceramic Inlay Systems. *Quintessence International*, 2004, 35: 281-286.

113. Cotert HS, Sen BH, Balkan M. In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14: 374-378.
114. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1986, 56: 226-229.
115. Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2000, 83: 540-547.
116. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *The International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11: 602-609.
117. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *The International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13: 387-391.
118. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999, 26: 582-593.
119. Madani DA. Fracture Resistance of Non-Metallic Molar Crowns Manufactured with CEREC 3D. Department of Biomaterials, Thesis of degree of master in science , Toronto, Toronto University, 2010.
120. Sarafianou A, Kafandaris NM. Effect of convergence angle on retention of resin-bonded retainers cemented with resinous cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1997, 77: 475-481.

121. Wilson AH, Jr., Chan DC. The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers. *Journal of Prosthodontics : Official Journal Of The American College of Prosthodontists*, 1994, 3: 74-78.
122. McDonald A. Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. *Dental Update*, 2001, 28: 84-90.
123. Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence International*, 1990, 21: 823-831.
124. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2014, 72: 145-153.
125. Yildiz C, Vanlioglu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dental Materials Journal*, 2013, 32: 42-47.
126. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006, 95: 117-123.
127. Liu X, Fok A, Li H. Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. *Dental Materials*, 2014, 30: 327-333.
128. Costa A, Xavier T, Noritomi P, Saavedra G, Borges A. The Influence of Elastic Modulus of Inlay Materials on Stress Distribution and Fracture of Premolars. *Operative Dentistry*, 2014.

129. Clausen JO, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Materials*, 2010, 26: 533-538.
130. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 82: 468-475.
131. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 2014, 111: 310-317.
132. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials*, 2014, 30: 424-432.
133. Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part I - Procedures and results. *Dental Materials*, 2014, 30: e99-e111.
134. Ren L, Zhang Y. Sliding contact fracture of dental ceramics: Principles and validation. *Acta Biomaterialia*, 2014.
135. Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2008, 10: 393-398.
136. Kramer N, Taschner M, Lohbauer U, Petschelt A, Frankenberger R. Totally bonded ceramic inlays and onlays after eight years. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2008, 10: 307-314.

137. Land MF, Hopp CD. Survival rates of all-ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. *The Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 2010, 10: 37-38.
138. Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: a finite element analysis. *Dental Materials*, 2013, 29: 1244-1250.
139. Holberg C, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A, Winterhalder P. Ceramic inlays: is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk? *Journal of Dentistry*, 2013, 41: 628-635.
140. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials*, 2004, 20: 862-872.
141. Kantardzic I, Vasiljevic D, Blazic L, Luzanin O. Influence of cavity design preparation on stress values in maxillary premolar: a finite element analysis. *Croatian Medical Journal*, 2012, 53: 568-576.
142. Ona M, Watanabe C, Igarashi Y, Wakabayashi N. Influence of preparation design on failure risks of ceramic inlays: a finite element analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2011, 13: 367-373.
143. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98: 89-100.
144. Bergoli C, Meira J, Valandro L, Bottino M. Survival Rate, Load to Fracture, and Finite Element Analysis of Incisors and Canines Restored With Ceramic Veneers Having Varied Preparation Design. *Operative Dentistry*, 2014.

145. Kermanshah H, Geramy A, Ebrahimi SF, Bitaraf T. IPS-Empress II inlay-retained fixed partial denture reinforced with zirconia bar: three-dimensional finite element and in-vitro studies. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2012, 70: 569-576.
146. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. *Dental Materials*, 2002, 18: 295-303.
147. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002, 87: 516-527.
148. Arnetzl GV, Arnetzl G. Biomechanical examination of inlay geometries--is there a basic biomechanical principle? *International Journal of Computerized Dentistry*, 2009, 12: 119-130.
149. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: Experimental-numerical analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999, 81: 345-355.
150. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999, 26: 157-164.
151. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. An investigation of the stress values on a tooth restored by amalgam. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999, 26: 259-263.
152. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations - a 3D finite element analysis. *Dental Materials*, 2002, 18: 295-303.



153. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, 99: 131-140.
154. Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dental Materials Journal*, 2009, 28: 661-670.



## EKLER

### EK-1. Özgeçmiş

<b>Kişisel Bilgiler</b>
<p><b>Adı Soyadı:</b> Ömer SAĞSÖZ <b>Doğum tarihi:</b> 23.06.1984 <b>Doğum yeri:</b> Erzurum <b>Medeni hali:</b> Evli, 1 çocuk <b>Uyruğu:</b> T.C. <b>Adres:</b> Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM <b>Tel:</b> 05534290938 <b>E-mail:</b> omer.sagsoz@atauni.edu.tr</p>
<b>Eğitim</b>
<p><b>Lise:</b> Erzurum Anadolu Lisesi (2002) <b>Lisans:</b> Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2002-2009) <b>Doktora:</b> Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2009-2014)</p>
<b>Yabancı Dil Bilgisi</b>
<p>İngilizce: C Seviyesi (YDS 75, Eylül 2013)</p>
<b>Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar</b>
<p>Restoratif Diş Hekimliği Derneği</p>
<b>İlgi Alanları ve Hobiler</b>
<p>Spor (Futbol, Basketbol, Kayak), Seyahat</p>

## EK-2. Etik Kurul Onay Formu

T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Sayı : 11

27 / 09 / 2013

### RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

23.09.2013 tarih/298 sayılı yazınız ekinde gönderilen, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Mehmet YILDIZ danışmanlığında Dt. Ömer SAĞSÖZ'ün Doktora Tezi "**CAD/CAM kullanılarak farklı seramik materyallerinden hazırlanan inley restorasyonların kuvvet altındaki davranışlarının mekanik ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemleriyle incelenmesi**" ile ilgili etik kurul başvurusu kurumumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

  
Prof. Dr. Abubekir HARORLI  
Etik Kurul Başkanı

**KARAR No: 19/2013.** Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığının 23. 09. 2013 tarih/298 sayılı yazısı ve ekleri okunarak kurul üyelerinin bilgisine sunuldu.

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Mehmet YILDIZ danışmanlığında Dt. Ömer SAĞSÖZ'ün Doktora Tezi "**CAD/CAM kullanılarak farklı seramik materyallerinden hazırlanan inley restorasyonların kuvvet altındaki davranışlarının mekanik ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemleriyle incelenmesi**" ile ilgili, etik kurul başvurusu kurumumuz tarafından incelendi.

Yapılan görüşmeler sonucunda; Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılacak çalışmanın etik kurallara uygun olduğu kanaatine varıldı (oy birliği).

Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU      Prof. Dr. Y. Ziya BAYINDIR

Yrd. Doç. Dr. Ali KIKI