

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.**

Tez Savunma Tarihi : .././2007

**Prof. Dr. Turgut Cihan AKÇABOY
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı**

**Prof. Dr. Levent NALBANT
Gazi Üniversitesi**

**Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ
Ankara Üniversitesi**

**Prof. Dr. Dilek NALBANT
Gazi Üniversitesi**

**Prof. Dr. Suat YALUĞ
Gazi Üniversitesi**

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay.....	I
İçindekiler.....	II
Şekiller ve Resimler.....	V
Tablolar.....	IX
Semboller, Kısaltmalar	X
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Seramik	2
2.2. Dental Seramikler	3
2.2.1. Konvansiyonel Dental Seramiklerin Yapısı	4
2.2.2. Feldspatik Seramikler.....	5
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	6
2.3.1. Hareketli Protez Seramiği.....	7
2.3.2. Metal Destekli Seramikler.....	8
2.3.3. Tam-Seramikler.....	10
2.3.3.1. Sinterize Edilen Tam-Seramikler.....	11
2.3.3.2. Isı-Basınç Altında Üretilen Tam-Seramikler.....	12
2.3.3.3. Slip-Casting İşlemine Tabi Tutulan Tam-Seramikler.....	14
2.3.3.4. Makine Desteği ile Üretilen Tam-Seramikler.....	15
2. 4. Tabakalı Yapılar.....	18
2.4.1. Seramik Tabakası.....	18
2.4.2.Dentin Tabakası.....	19
2.4.3. Siman Tabakası.....	20
2.5. Tam-Seramik Restorasyonların Klinik Uygulamaları Sırasında Dikkat Edilecek Hususlar	21

2.6. Tam-Seramik Sistemlere Yönelik Yapılan İn-Vitro Mekanik Testler..	22
2.6.1. Dayanıklılığın Ölçülmesi	23
2.6.2. Kırılma Direnci.....	24
2.6.3. Fraktografi	24
2.6.4. Kırılma Tokluğu Testleri	24
2.7. Seramik Kırılması.....	26
2.8. Hertzian İndentasyonu.....	29
2.8.1. Aurbach Yasası.....	29
2.8.2. Hertzian İndentasyonunun Özellikleri.....	30
2.8.3. İndentörler ve İndentasyon Tipleri.....	30
2.8.4. Hertzian Temas Testinin Uygulanışı.....	31
2.8.5. Hertzian Temas Testinin Avantajları.....	31
2.8.6. Hertzian Testlerinin Dezavantajları.....	32
2.8.7. Hertzian İndentasyonuna Göre Belirlenen Deneyimsel Çözüm Metodu	32
2.9. Tam-Seramik Sistemlerde Hasar.....	35
2.9.1. Hasar Tipleri.....	36
2.9.1.1. Konik Çatlak.....	36
2.9.1.2. Kuasi-plastik Çöküntü Alanları.....	37
2.9.1.3. Radyal Çatlak.....	37
2.9.2. Mikro Yapının Hasar Modları Üzerine Olan Etkisi.....	38
2.9.3. Hasarın Saptanması.....	39
2.10. Bağlı Arayüz Tekniği (Bonded Interface Technique).....	40
2.11. Stres.....	41
2.11.1. Temas Stres Alanları.....	42
2.12. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	42
2.12.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analiz.....	43

2.12.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları.....	44
2.12.3. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları.....	45
2.13. Konuyla İlgili Temel Kavramlar.....	45
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	47
3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması	49
3.1.1. Tam-Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	49
3.1.2. Dental Kompozit Örneklerin Hazırlanması.....	61
3.1.3. Tam-Seramik Sistemleri ile Dental Kompozitlerin Yapıştırılması....	63
3.2. Hertzian İndentasyon Testi.....	67
3.3. Bağlı Arayüz Tekniğinin Uygulanması.....	71
3.4. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Modelleme ve Analiz.....	74
4. BULGULAR.....	75
4. 1. İndentasyon Testinden Elde Edilen Veriler.....	75
4. 2. İstatistik Veriler.....	76
4. 3. Işık Mikroskobu Görüntüleri.....	78
4. 4. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analiz Sonuçları.....	83
5. TARTIŞMA	103
6. SONUÇ.....	119
7. ÖZET	122
8. SUMMARY	124
9. KAYNAKLAR	126
10. EKLER	137
10. ÖZGEÇMİŞ.....	138

Şekiller

Şekil 1. 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit.....	78
Şekil 2. 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü.....	79
Şekil 3. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü.....	80
Şekil 4. 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü.....	81
Şekil 5. 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü.....	82
Şekil 6. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü.....	83
Şekil 7. 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 2300N indentasyon altında von Mises stres dağılımı.....	84
Şekil 8. 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 2300N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı.....	85
Şekil 9. 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 2300N indentasyon altında x eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	85
Şekil 10. 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 2300N indentasyon altında y eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	86
Şekil 11. 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 2100N indentasyon altında von Mises stres dağılımı.....	87
Şekil 12. 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 2100N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı.....	88
Şekil 13. 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 2100N indentasyon altında x eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	89
Şekil 14. 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 2100N indentasyon altında y eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	90
Şekil 15. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1850N indentasyon altında von Mises stres dağılımı.....	91
Şekil 16. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1850N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı.....	91
Şekil 17. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1850N indentasyon altında x eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	92

Şekil 18. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1850N indentasyon altında y eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	93
Şekil 19. 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 1800N indentasyon altında von Mises stres dağılımı.....	94
Şekil 20. 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 1800N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı.....	94
Şekil 21. 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 1800N indentasyon altında x eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	95
Şekil 22. 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 1800N indentasyon altında y eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	96
Şekil 23. 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 1650N indentasyon altında von Mises stres dağılımı.....	97
Şekil 24. 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 1650N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı.....	97
Şekil 25. 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 1650N indentasyon altında x eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	98
Şekil 26. 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 1650N indentasyon altında y eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	99
Şekil 27. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1500N indentasyon altında von Mises stres dağılımı.....	100
Şekil 28. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1500N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı.....	100
Şekil 29. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1500N indentasyon altında x eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	101
Şekil 30. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1500N indentasyon altında y eksen yönünde çekme stresi dağılımı.....	102

Resimler

Resim 1. A: In-Ceram Alumina, B: Empress II çift tabakalı, C: Empress II tek tabakalı örnekler.....	49
Resim 2. Poliasetat kalıp	50
Resim 3. Kalıbın kalibrasyonu.....	50
Resim 4. Hazırlanan mum örnek.....	50
Resim 5. Özel rövetman.....	51

Resim 6. Örneklerin manşete alınması.....	52
Resim 7. Mum atımı için manşetin fırına yerleştirilmesi.....	52
Resim 8. EP 600 ısı-basınç fırını.....	53
Resim 9. İngotlar	53
Resim 10. Bitmiş Empress II tek tabakalı örnekler	53
Resim 11. Kaplama seramiğinin standart yerleştirilmesi için modifiye edilen kalıplar	54
Resim 12. 403 ⁰ C'deki Progromat P90 fırını.....	55
Resim 13. IPS kaplama seramiği	55
Resim 14. Bitmiş Empress II çift tabakalı örnekler	55
Resim 15. Vita In-Ceram Spezialgips özel rövetman.....	56
Resim 16. Mum örneğin rövetman içine gömülmesi.....	56
Resim 17. Rövetman tabla içindeki negatif boşluk.....	57
Resim 18. Vitasonic II karıştırıcı.....	57
Resim 19. Vita In-Ceramat 3 fırın.....	58
Resim 20. Bitmiş kor yapı.....	58
Resim 21. Vitadur Alpha kaplama seramiği.....	60
Resim 22. Vita Vakumat 2500 fırını.....	60
Resim 23. Bitmiş kaplama seramiği çift tabakalı örnekler.....	61
Resim 24. Z250 dental kompozitler üzerine, kalıpların arasında hermetik kuvvetin uygulanışı.....	62
Resim 25. Dental kompozit tabakanın hazırlanmış hali.....	62
Resim 26. Yapışkan lastik.....	63
Resim 27. Kesişen çizgilere kompozit örneklerin konumlandırılması.....	64
Resim 28. Rely X ARC rezin siman seti, Hilux ışın cihazı ve hermetik kuvvet uygulanan örnekler	64
Resim 29. Halojen lamba ile rezin simanın aktive edilmesi.....	64
Resim 30. 50µm kalınlığında1. grubun kumpas ile kontrolü.....	65

Resim 31. 50µm kalınlığında rezin siman ile tam-seramik ve dental kompozitin yapıştırılması.....	66
Resim 32. 8mm çapındaki asetat kağıdının uygulanışı.....	66
Resim 33. 300µm kalınlığında 2. grubun kumpas ile kontrolü.....	67
Resim 34. 300µm kalınlığında rezin siman ile tam-seramik ve dental kompozitin yapıştırılması.....	67
Resim 35. Shimadzu Autograph AG-I.....	68
Resim 36. Tungsten karbit küre için ikinci bir vida üzerinde yiv açılması.	68
Resim 37. İki vidanın bir araya getirilerek örnek üzerine pasif yerleşimi ..	69
Resim 38. Cihazın ekranı üzerinde kalibrasyonun yapılması.....	69
Resim 39. Trapezium 2 kalibrasyonu.....	69
Resim 40. Test sonucunda grafiğin elde edilerek Excel ve PDF dosyasına dönüştürülmesi	70
Resim 41. Örneklerin kesilmesi.....	72
Resim 42. Kesilen iki parçanın bir araya getirilerek yapıştırılması.....	72
Resim 43. Nikon Eclipse E600 ışık mikroskobu.....	73
Resim 44. Harici ışık kaynağı	73

Tablolar

Tablo 1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan dental malzemeler.....	47
Tablo 2. Örnek grupları ve Seramik kalınlıkları.....	48
Tablo 3. Hertzian indentasyon testinde kullanılan materyallerin, sonlu elemanlar yöntemi ile analizleri için gerekli bazı fiziksel özellikleri.....	74
Tablo 4. 0,05mm siman kalınlığındaki kritik yük değerleri.....	75
Tablo 5. 0,3mm siman kalınlığındaki kritik yük değerleri.....	75
Tablo 6. Tüm grupların kritik yük oluşumu açısından N değerleri.....	76
Tablo 7. 1. ve 2. grup Empress II (tek tabaka) için kuvvetin (N) istatistik değerlendirilmesi.....	76
Tablo 8. 1. ve 2. grup Empress II (çift tabaka) için kuvvetin (N) istatistik değerlendirilmesi.....	77
Tablo 9. 1. ve 2. grup In-Ceram Alumina için kuvvetin (N) istatistik değerlendirilmesi.....	77

Semboller, Kısaltmalar

O	Oksijen
Si	Silisyum
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
SiO ₂	Silisyum oksit
cm	Santimetre (uzunluk birimi)
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
µm	Mikrometre (uzunluk birimi)
sn	Saniye (zaman birimi)
dak	Dakika (zaman birimi)
g	Gram (kütle birimi)
°	Derece
°C	Santigrat derece (sıcaklık birimi)
Pa	Paskal (kuvvet birimi)
MPa	Megapaskal (kuvvet birimi)
GPa	Gigapaskal (kuvvet birimi)
N	Newton (kuvvet birimi)
F	Kuvvet
D	Boyut (Dimension)
σ	Stres (normal)
Bis-GMA	Bisfenol A glisidil dimetakrilat
Bis-EMA	Bisfenol A polietilen glikol dieter dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacture)

1. GİRİŞ:

Protetik diş hekimliğinde kullanılan materyallerden ağız ortamındaki devamlılığı sağlayabilmeleri, doğal diş yapısına olabildiğince benzemeleri ve yüksek dayanıklılık ve aşınma direnci göstermeleri beklenir. Diş hekimliğinde kullanılan “restoratif materyal” deyimi, dişin bütünlüğünün bozulduğu bir bölümünün yerini alacak ve dişin orijinal şekil ve fonksiyonuna kavuşmasını sağlayacak rehabilitasyonlarda yararlanılan materyalleri temsil eder. Restoratif materyallerin son yıllardaki gelişimi özellikle düşük viskoziteli rezin simanlar ile doğrudan bağlanabilen inley, onley, laminate veneer, kron, köprü, kanal postu ve implant üstü dayanakların yapımına uygun “tam-seramik sistemler” alanında yoğunlaşmıştır.

Estetik, koruyucu ve yapışkan diş hekimliği terimlerinin gelişmesine öncülük eden tam-seramik sistemlerinin, ağız içinde büyük oklüzal yüklerin etkin olduğu posterior bölgedeki rehabilitasyonlarda uygulanabilirliği, teknolojik gelişmelere paralel olarak ivmelenmektedir. Bu hız ile ters yönlü olarak klinik başarısızlık oranları ise gün geçtikçe azalmaktadır. Ancak başarısızlığın çok düşük yüzdelerde yer alması bile maliyetleri yüksek olan tam-seramik sistemlerinin güvenilirliğini olumsuz yönde etkileyecek bir durumdur. Bu sebeple tam-seramik sistemlerinin, uzun dönemde ağız sağlığını bozacak hasarlara maruz kalmamasına ya da olası hasarların telafi edilmesine yönelik çalışmalar üzerinde düşünölmelidir.

Bugün için literatürde yer alan veriler ışığında tam-seramik sistemlerde karşılaşılan klinik başarısızlığın temel nedeninin seramik yapı içindeki çatlaklardan kaynaklandığı anlaşılmıştır. Bu nedenle tam-seramik sistemlerin sınırlarının anlaşılması ve çatlak oluşumuna zemin hazırlayan faktörlerin belirlenmesi çok önemlidir.

Bu tez çalışmasında, in vitro ortamda ağız içindeki yüklemeleri gerçekçi kılan Hertzian indentasyon yöntemi ile rutin klinik kullanılabilirliği olan bazı tam-seramik sistemlerde hasar oluşumunun gözlenmesi ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak bu sistemlerin yükleme altındaki davranışlarının kapsamlı olarak analiz edilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramik

Seramik, orijinini topraktan yapılma anlamına gelen keramicos sözcüğünden alan, kristalin yapısında olan cam fazlı materyaldir. Seramik ilk kez M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından kullanılmış; 16.yüzyılda ise Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Bu tarihten 150 yıl önce İtalya'da Medicisler'in destekleriyle seramik yapılmasına yönelik çalışmaların varlığı bildirilmiştir¹.

Seramik diş hekimliğinde ilk olarak, 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau sert seramiklerden protez yapımını denemiştir. 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau'nun yöntemini geliştirmiş ve ilk seramik dişler için patent almıştır. İlk kişisel seramik dişler, 1808 yılında Paris'te İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe-Angelo Fonzi tarafından yapılmıştır. 1838 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde Elis Wildman eski seramiklere kıyasla daha saydam olan seramikleri kullanıma sunmuştur. 1873 yılında Beers seramik tam kron fikrini ortaya atmıştır. 1885 yılında Logan seramiğin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kronunu tanıtmıştır. 1886 yılında Matterson altın yaprak ile ilk estetik kronu yapmış ve üstüne seramik pişirmiştir¹.

İlk olarak seramiği kaviteye göre pişirmeyi 1887 yılında Dr. Charles H. Land başarmıştır. Dr. Land 1903 yılında ise yüksek ısı seramikleri ve platin folyo matriks kullanarak seramik jaket kronların imalatına yönelik bir teknik tanımlamıştır. Bu kronlar, mükemmel estetiğe sahip olmalarına rağmen düşük bükülme dayanıklılıkları nedeni ile yüksek oranda klinik başarısızlık göstermiştir. 1958 yılında Vines vakum altında pişirilen seramikleri ve 1960'lı yılların başında ise Weinstein altın alaşımlara bağlanabilen seramikleri tanıtmıştır. Bu tekniği izleyen yıllarda, uygun bir kimyasal bağlanma ile metal alt yapıya bağlanan feldspatik seramikler kullanılmıştır. Bu dönemde, feldspatik seramiklerin metal bir alt yapı olmaksızın fonksiyona girebilmek için yeterli dayanıklılığa sahip olmaması ve fırınlama sırasında ortaya çıkan büzülme sonucu bozulan kenar adaptasyonu nedeniyle tam-seramik sistemler o yıllarda hak ettiği yeri alamamıştır².

Seramik kronların kırılmaya direncinin arttırılmasıyla ilgili önemli adımlardan bir tanesi, İngiltere'de Mc Lean ve Huges tarafından 1965 yılında % 40-50 oranında Al₂O₃ içeren camsı matrikse sahip

alüminöz kor seramiklerin geliştirilmesidir. Tam-seramik sistemlerdeki gelişmeleri, 1984 yılında Adair ve Grossman'ın camın kontrollü kristalizasyonunu sağladığı teknik izler. Takip eden yıllarda lōsit içeren tam-seramiklerin ısı ve basınç altında şekillenmesi sağlanarak seramiğin dayanıklılığı artırılmıştır. Ancak o yıllara kadar tam-seramik sistemlerindeki gelişmelerin hiçbiri köprü yapımına elverişli olmamıştır. Bu yetersizliği gidermek için önce Mc Lean ve Huges tarafından geliştirilen alüminöz seramiklerin yapısındakine benzer fakat %90 gibi çok daha yüksek oranlarda alümina kristalleri içeren alümina kor seramiği, takip eden dönemde ise içerisinde lityum disilikat kristalleri olan ve ısı basınç altında şekillendirilen cam seramik sistemi tanıtılmıştır^{3, 4, 5}.

Günümüz diş hekimliğinde, prefabrike hazır tam-seramik blokların (ingot) bilgisayar destekli üniteler aracılığı ile aşındırılarak biçimlendirildiği teknikler kullanılmaktadır. İmalat yönünden kolaylık ve hızın kazanıldığı bu teknikler ile beraber daha önce aşındırılma zorluğu olan zirkonyum-oksit seramiklerden farklı ısısal işlemler ile tam-seramikler restorasyon yapımı önemli bir ivme kazanmıştır⁵.

2.2. Dental Seramikler

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, yapı olarak seramikçilerin kullandığı sert seramiğe çok yakındır. Çanak çömlekten dental seramiklere kadar aynı yapıda olan seramikler genel olarak silikat yapısında olup bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı kombinasyondur¹.

Bu yapı, merkezdeki silisyum (Si^{4+}) katyonunun dört köşesine yerleşen oksijen (O^-) anyonlarından oluşturduğu "tetrahedrat" yapılardan meydana gelir. Camsı doğaya sahip dental seramiklerin büyük oranda kristal olmayan bir yapısı vardır ve çok dar bir aralıkta atomik düzenleme içerir. Dental seramiklerin çoğu oksijen ile hafif metallerin ya da yarı-metallerin (metaloit) bileşimi olduğundan metallerin ve ametallerin bazı özelliklerine sahiptir⁶.

Diş hekimliğinde kullanılan seramik, tam olarak füzyona uğramamış sinterizasyon ile oluşturulur. Sinterizasyon, seramik içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi olayıdır. Diş hekimliğinde kullanılan seramik ise sinterleme ile elde edilen, içinde lōsit kristalleri bulunan camsı bir matriks olup tümüyle cam faza geçmemiş seramik türüdür^{2, 3}.

Dental seramikler metal ve akrilik rezin gibi diğer restoratif materyallerden, kimyasal, fiziksel, mekanik ve termal özellikler bakımından ayrılır. Her ne kadar dental seramikler kuvvetli, ısıya dirençli ve göreceli rezilient karakterde olsa da bu materyaller kırılğandır ve büküldüklerinde, ani kuvvet değışikliklerinde ve ani ısı değışikliklerinde kırılabilmektedirler³.

Seramikler gibi kırılğan materyallerin herhangi bir deformasyon bulgusu olmasa bile katastrofik başarısızlığa uğraması gibi dezavantajları vardır. Pek çok seramik materyale değır kaybettiren katastrofik başarısızlıkların en iyi bilinen açıklaması bütünlüğü ilgilendiren çatlak ilerlemesidir. Kırılğan materyal olan seramiklerin, tüm kırılğan materyaller gibi sıkışma dayanıklılığı, çekme ve makaslama dayanıklılığından daha fazladır. Kırılğan materyallerde atomları birbirine bağlayan kuvvet teorik olarak hesaplandığında; bulunan, atomlar arası bağı koparmak için gerekli çekme dayanıklılığının materyalin dayanıklılığından 10 ile 1000 defa daha fazla olduğu görülmektedir. Düşük çekme dayanıklılığı, materyallerde bulunan gözle görülemeyecek kadar küçük çatlak ve benzeri hatalar o bölgede gerilmeyi oluşturur ve gerilme değırleri bölgesel olarak atomlar arası bağı koparacak seviyeye ulaşarak çatlağın ilerlemesine ve bu nedenle kırılmaya sebep olur⁷.

Seramiklerin en önemli dezavantajı olan kırılğanlık özelliğinin ortadan kaldırılması amacı ile dental seramikler dış yüzeylerine ya da içyapılarına uygulanan bazı teknikler ile güçlendirilmeye çalışılmıştır. Dış yüzeye uygulanan teknikler parlatma (glaze), polisaj, basınç altında soğutma ve iyon alışverişidir. İçyapıya uygulanan güçlendirme teknikleri ise metal destek yapılar, tam-seramiklerin yapısına eklenen kristaller ve ısı basınç altında şekillendirilen döküm teknikleridir^{8, 9}.

2.2.1. Konvansiyonel Dental Seramiklerin Yapısı

Konvansiyonel dental seramiklerin içeriğinde 3 temel madde bulunur^{3, 9, 10}:

Feldspar: Seramiklere doğal bir radyolüsentlik veren, göreceli olarak saf ve renksiz olan ve ana yapıyı oluşturan maddedir. Bağlayıcı bir özelliğı vardır. Minimum %60 oranında içeriğe katılır. Feldspar hiçbir zaman saf değildir. İçinde daima soda (Na_2O) ve potas (K_2O) değışik oranlarda bulunur.

Kuartz: Silikanın üç kristalin şeklinden biridir. Maddeye tutucu bir destek oluşturur ve yapı içinde % 10-30 arasında bulunarak,

doldurucu görevi görür. Termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcıdır. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve seramiklerin dayanıklılığının artmasını sağlar.

Kaolin: Çin kili olarak da bilinen bu madde genellikle küçük hegzagonal yüzeylere sahip çok ince yumuşak kilsli bir materyaldir. Bir başka ifade ile dehidrate olmuş alüminyum silikadır. Isıtıldığında nemi uçar ve yapışkan yapısı sayesinde diğer maddeleri bir arada tutar. Opak yapıda olup seramik hamuru içinde % 1-5 arasında bulunur.

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, doğal dişe yakın bir görünüm kazandırmak için çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya lüminesans özelliğini geliştiren farklı ajanlar da seramik yapıya eklenebilmektedir².

Diş hekimliğinde kullanılmak üzere farklı oranlarda bileşiklerden hazırlanan pek çok dental seramik üretilmiştir. Bunlara örnek olarak kor seramikleri, kenar seramikleri, opak seramikleri, dentin ve mine seramikleri, boyama seramikleri, glaze seramikleri sayılabilir. Dental seramikleri gruplandırmadan önce konvansiyonel bir dental seramik olan Feldspatik seramikleri tanımak gereklidir¹.

2.2.2. Feldspatik Seramikler

Potasyum feldspar ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum feldspar ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) temel olarak sırasıyla potas ve sodadan oluşan doğal minerallerdir. Ayrıca alümina ve silika bileşiklerini de içerirler. Feldsparlar metal destekli seramik kronlar için tasarlanmış seramikler ile beraber pek çok farklı dental seramiklerin hazırlanmasında kullanılırlar. Potasyum feldspar değişik metal oksitler ile karıştırılıp yüksek sıcaklıklarda fırınlandığında lösit ve cam faz meydana gelir ki bu, daha yumuşak ve akışkandır. Seramiklerin fırınlanması sırasında ortaya çıkan bu camsı fazın yumuşak olması seramik tozlarının bütünleşmesini sağlar. Seramik tozunun bütünleşmesini sağlayan ve yoğun olan katı maddeyi başarı ile oluşturacak yükseklikteki sıcaklıkta seramik tozlarının dağılması ile kontrol edilen işleme "likit faz sinterizasyonu" denir. Sinterizasyon için tetikleyici kuvvet yüzey alanının küçölmesine bağlı olarak enerjinin azalmasıdır^{3, 11}.

Feldsparın eridiği zaman kristal yapıda bir mineral olan lösit oluşturma eğilimi önemlidir. Lösit, feldspar camlar ile karşılaştırıldığında yüksek bir termal genleşme katsayısı olan potasyum alüminyum silikat mineralidir. Lösit kristallerinin en önemli özelliği, seramik tozunun füzyonu

esnasında stabiliteyi sağlamak ve ısıya bağlı optik özellikler göstermesidir. Feldspar 1150-1530⁰C arasındaki bir sıcaklığa eriştiğinde likit cam içerisinde lösit kristalleri oluşturmak için heterojen bir erime sürecine girer. Heterojen erimeden kasıt, bir materyalin eriyerek bir sıvı ve farklı bir kristal materyal oluşturmasıdır. Feldsparın bu lösit oluşturma eğilimi metal bağlantısı için üretilen seramiklerde bir avantaj olarak kullanılır. Pek çok dental camın kaba yapısı içinde lösit bulunmaz. Feldspar lösit oluşumu için uygun bir kaynak olmadığından bu camların termal büzülme katsayılarını kontrol etmek amacı ile yapılarına lösit eklenir¹².

Feldspatik seramikler SiO₂ (% 52-62), Al₂O₃ (%11-16), K₂O (%9-11), Na₂O (%5-7)'nin da içinde olduğu oksit bileşikleri ile Li₂O ve B₂O₃ gibi bazı katkı maddelerini içerir. Bu seramiklerin seramik olarak adlandırılmalarının nedeni camsı bir matriks ve bir veya daha fazla kristal faz içermeleridir. Bunlar cam seramik olarak sınıflandırılmazlar; çünkü kristal oluşumu kontrollü bir nükleasyon ile oluşmaz⁶.

Dört tip feldspatik seramik vardır³:

1. Düşük ısı seramikleri(feldspar bazlı seramikler ve nefilin siyanid bazlı seramikler)
2. Ultra düşük ısı seramikleri(seramikler ve camlar)
3. Dış boyalar
4. Glaze

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Farklı araştırmacılar dental seramikleri değişik özelliklerine göre sınıflandırmıştır:

A. Bileşimlerine (içeriklerine) göre¹³;

1. Metal destekli seramikler

a- Döküm metal üzerinde bitirilen seramikler

b- Metal yaprak üzerinde bitirilen seramikler

2. Metal desteksiz seramikler

a- Feldspar

b- Dökülebilir cam-seramik

c- Güçlendirilmiş kor

B. Pişirme ısılarına göre^{6, 14, 15,}

1. Yüksek ısı seramikleri ($1300^{\circ}\text{C} <$)
2. Orta ısı seramikleri (1101°C - 1300°C)
3. Düşük ısı seramikleri (850°C - 1100°C)
4. Ultra düşük ısı seramikleri ($> 850^{\circ}\text{C}$)

C. Kullanım yerlerine göre^{15,}

- 1.Hareketli protezlerde kullanılan seramik dişler
- 2.Jaket ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
- 3.Kaplama seramikleri

Craig ve Powers'ın¹¹ uygulama biçimlerini temel alarak yapmış olduğu sınıflandırma ise, yukarıda özetlenen sınıflandırmalara göre dental seramikleri daha anlaşılabilir biçimde alt gruplara ayırarak inceler:

1. Hareketli Protez Seramikleri
2. Metal Destekli Seramikler
3. Tam-Seramikler

2.3.1. Hareketli Protez Seramikleri

Fabrikasyon tip seramikler olup kompozisyonu ve özellikleri itibari ile sabit restorasyonlarda kullanılan seramiklerden ayrılır. Parsiyel ya da tam hareketli protezlerde anterior ve posterior bölgede takım diş olarak kullanılabilir. Bu seramikler kuartz, kil ve kaolin üçlü yapısından oluşur. Kristalin fazı feldspardan meydana gelir. Şeffaflığı farklı olan iki ya da daha fazla orta ve yüksek ısı seramiklerinden tabakalama yöntemi ile üretilir. Dişler hazır kalıplar içerisinde, yüksek ısıda ve vakum altında fırınlandıktan sonra yavaşça soğumaya bırakılır. Vakum altında fırınlama işlemi, seramiklerin kırılmaya karşı direncini yaklaşık %50 oranında arttırırsa da ani darbeler nedeni ile oluşacak olası kırıklara karşı bu oranda etkili değildir. En önemli avantajları üstün estetik, yüksek abrazyon direnci ve mükemmel renk stabilitesidir. Ancak oklüzal uyumlamadan sonra

parlatılmalarındaki güçlükler nedeniyle karşıt dişlerde ciddi aşınmalara neden olmak gibi dezavantajları vardır^{3, 11, 16}.

Avantajları:^{11, 16}

1. Mükemmel biyouyumluluk
2. Doğal görünüm
3. Aşınmaya ve distorsiyona yüksek direnç
4. Artık bırakmadan protez kaidesine rebazaj yapılmasına olanak sağlaması

Dezavantajları:^{11,16}

1. Kırılgan olmaları
2. Akrilik kaide ile kimyasal bağlantı kurulamadığından mekanik tutuculara ihtiyaç duyulması
3. Temas sırasında ses çıkarmaları
4. Aşındırmadan sonra polisaj zorluğu
5. Yüksek yoğunlukları nedeni ile protezin ağırlığını arttırmaları
6. Akrilik kaide ile termal genleşme katsayılarının uyumsuz olması nedeni ile kaidede stres birikimine neden olmaları.

2.3.2. Metal Destekli Seramikler

1950'lerden bu yana metal alaşımlarının geliştirilmesi ve seramik tozlarının üretilmesi ile yaygın kullanım sahası bulmuştur. Günümüzde uygulanan sabit restorasyonların ortalama %70'ini oluşturur. Feldspatik seramiklerin içeriğine benzese de, farklı olarak yüksek alkali içermektedirler. Yüksek oranda potas ve soda eklenmesi metal alt yapı ile uyum sağlayacak oranda seramiğin ısısal genleşme katsayısını artırır. Ayrıca artık ısısal gerilimlerin azalmasını da sağlayan bu alkali içeriği, seramiğin eriyerek kaynaşma ısını azaltarak metal alt yapıdan önce erimesini sağlar. Böylece metal seramik restorasyonlar, çatlak oluşumuna daha dirençli hale gelir³.

Metal altyapı dört farklı yöntem ile oluşturulabilir:³

1. Altın ya da başka bir metalin duplikat day üzerine elektro-depozisyonu

2. Day üzerinde metal folyoların yatırılarak ısıya maruz bırakılması
3. Metal hazır bloklardan (ingot) CAD/CAM sistemi ile üretilmesi
4. Rövetman içerisindeki mum örneğin eritilerek uzaklaştırılmasından sonra saf metal ya da bir alaşımın dökülmesi teknikleri ile oluşturulabilir.

Metal destekli seramik sistemleri yukarıda sayılan teknikler arasında genelde diş teknisyeni tarafından kayıp mum tekniği kullanılarak imal edilir¹⁷.

Elde edilen metal altyapı üzerine en az iki farklı tabaka seramik pişirilir. İlk tabaka, opaklaştırıcı oksitlerden zengin opak seramiğidir ve metal altyapıyı uygun estetik için maskelerken seramik metal bağlantısını da sağlar. Daha sonra doğal dişe benzer estetiği sağlamak için dentin ve mine seramiği tabakalama yöntemi ile eklenerek diş morfolojisi biçimlendirilir. Opak, dentin ve mine seramiklerini farklı renklerde uygulamak mümkündür. Seramiğin modelasyonu bittikten sonra metal seramik kron sinterlenir. İmalatçının tavsiyeleri doğrultusunda iyi bir teknik elaman tarafından imal edilen metal destekli seramikler, estetiğin yanı sıra metal altyapı sayesinde de tatminkâr bir dayanıklılık ortaya koyar. Metal altyapıda en çok tercih edilen alaşımlar arasında altın-paladyum, gümüş-paladyum, nikel-krom ve krom-kobalt sayılabilir¹⁷.

Metal destekli seramik sistemlerinin başarısı için temel ihtiyaç seramik-metal alaşımı arasındaki bağın geliştirilmesidir. Metal ve seramik arasındaki en güçlü bağlar kimyasal ve mekanik bağlardır. Kullanılan alaşımın oksidasyon özelliği seramik ile arasında olan bağlantı derecesini belirleyen önemli bir noktadır¹⁸.

Avantajları:^{3, 17, 18}

1. Yüksek dayanıklılık
2. Çok üyeli sabit restorasyonların yapımına olanak sağlaması
3. Optimum uyum
4. Renk stabilitesi

Dezavantajları:^{3, 17, 18}

1. Diş preparasyonu miktarının fazla oluşu
2. Işık geçirgenliğinin çok düşük olması
3. Metal sonlanmanın dişeti cebinden yansması
4. Metal-seramik arasındaki bağlanmanın hataya açık olması
5. Kullanılan metale ait biyoyumsuzluk

2.3.3. Tam-Seramikler

Estetik gereksinimleri karşılamak amacıyla metalden bağımsız sistemler geliştirilmiştir. Böylelikle diş hekimine; inley, onley, laminate, kron ve köprülerde daha iyi estetik olanaklar sunulması amaçlanmıştır¹⁹.

İlkel tam-seramikler ilk olarak Dr. Charles Land tarafından 1903 yılında üretilmeye başlanmıştır. Mc Lean'in 1960'lı yıllarda alüminöz seramik yapısında geliştirdiği tam-seramikler ve bunu takip eden farklı üretim teknikleri, doğal diş ile kıyaslanabilir düzeyde dirençli ve estetik sonuçlar elde edilmesini sağlamış olsa da klinik olarak yetersiz kalmıştır. Zamanla seramik mühendisliğinin sağladığı teknolojik ilerlemelerle tam-seramikler; optik özelliklerinin izin verdiği ölçüde elde edilebilen doğal görünüşleri, çiğneme kuvvetlerine, aşınma ve kimyasal etkilere olan dirençleri ve sınır uyumları ayarlanabilir ısısal genleşme katsayıları ile kayda değer derecede geliştirilerek günümüz diş hekimliğinin ihtiyaçlarını karşılayacak seviyeye çıkarılmıştır²⁰.

Tam-seramik restorasyonlarda kullanılan düşük ya da orta ısı seramiklerinde, güçlendirme ajanı olarak farklı kristal fazlar kullanılır ve hacimlerinin %90'a kadar olan kısmını bu kristalin faz oluşturur. Kristalin fazın miktarı, doğası, partikül büyüklüğü ve dağılımı materyalin mekanik ve optik özelliklerini doğrudan etkiler⁵.

Tam-seramik kronların fabrikasyonu için pek çok teknik mevcuttur. Craig ve Powers¹¹ tam-seramik sistemlerini yapım tekniklerine göre dört ana başlık altında ele almıştır:

- Sinterize edilen tam- seramikler
- Isı-basınç altında üretilen tam seramikler
- Slip Casting işlemine tabi tutulan tam-seramikler
- Makine desteği ile üretilen tam-seramikler

2.3.3.1. Sinterize Edilen Tam- Seramikler

Sinterizasyon esasına dayalı olarak imal edilen tam-seramikler Alümina içeren seramikler, lösit ile güçlendirilmiş feldspatik seramikler ve magnezyum içeren kor seramikleri olmak üzere üç gruba ayrılır¹¹.

a) Alümina içeren seramikler: 1965 yılında Mc Lean ve Hughes, sertlik cetvelinde elmasın sonraki sırayı alan alüminayı (Al_2O_3) normal seramik tozu ile %30–50 oranında karıştırarak konvansiyonel seramiklerden %30 daha dirençli ve dayanıklı yeni bir seramik türü geliştirmiştir. Yüksek dayanıklılık, kırılma tokluğu ve elastiklik modülüne sahip kristalin fazın camı matriks içindeki dağılımı ile güçlendirilmiş seramiklerdendir. Benzer termal genleşme katsayısına sahip camı matriks içinde kristalin fazın dağılımı, kor yapının dayanıklılığını belirgin bir biçimde artırır. Bu güçlendirilmiş seramiklerin dayanıklılığı 180 MPa'a kadar çıkmış, esneme dirençlerinin metal yaprak kullanılarak elde edilen geleneksel dental seramiklerden daha yüksek olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir^{18, 21, 22}.

Üç temel tip alüminöz seramik vardır. Bunlar; ağırlığının %50'si kadar alümina kristali içeren yüksek dayançlı kor seramiği, kor seramiğini çevreleyen ve jaket krona renk ve şeffaflık veren yüksek alümina içeriği olan camlardan yapılan dentin ve mine seramikleridir. Günümüzde Mc Lean tarafından geliştirilen alüminöz seramik gibi; fakat daha yüksek oranlarda alümina kristalleri içeren (In-Ceram) alumina kor sistemleri de tanıtılmıştır^{5, 17}.

b) Lössit ile güçlendirilmiş feldspatik seramikler: Hacminin %45'i tetragonal lösitte oluşan feldspatik seramikler sinterizasyon işlemi için uygundur. Lössit, güçlendirme elemanı olarak görev yapar. Lössit içeriğinin artması geleneksel feldspatik seramikler ile karşılaştırıldığında daha yüksek bükülme dayanıklılığı ve baskı kuvvetlerine karşı daha üstün direnç sağlarken yüksek termal kontraksiyon katsayısının elde edilmesine de katkıda bulunur^{13, 14}.

c) Magnezyum kor seramikleri: Magnezyum içeren bu sistem 1983 yılında O'Brien tarafından tanıtılmıştır. Magnezyum kor materyalleri yüksek genleşme katsayısına sahip ve normalde metaller ile bağlantı yapabilen seramikler ile yarışabilir niteliktedir. Glaze işlemi uygulanmamış magnezyum kor seramiklerinin bükülme direnci konvansiyonel feldspatik seramiklerin yaklaşık iki katıdır. Kor materyali olarak alümina yerine

magnezyumun kullanılmasının nedeni magnezyumun termal genleşme katsayısının daha yüksek olmasıdır. Genleşme katsayısının yüksek oluşu, magnezyumun kübik molekül yapısında olması ile açıklanır. Magnezyum kor materyali “platin folyo” tekniğinin bir modifikasyonu ile 1121°C sıcaklıkta pişirilir ve işlem sonunda platin folyo çıkartılarak iç yüzeyinin glaze işlemi yapılır. Glaze, daha fazla kristalizasyon için kor materyali ile reaksiyona girerek yüzey pörözitelerini tamamıyla doldurmaya çalışır. Glaze işlemi maddenin dayanıklılığını iki katına kadar arttırabilir. Bunun dışında kor materyalinin dayanıklılığı, vitröz matriksteki magnezyum kristallerinin dağılımı ve matriks içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır. Böylece, olası bir kırılma meydana gelmeden yüzeyde oluşan artık baskı streslerinin üstesinden gelinir^{2, 18}.

Sinterize tam-seramiklerinin yerine ısı-basınç yöntemi ile üretilen sistemler geliştirilmiştir.

2.3.3.2. Isı-Basınç Altında Üretilen Tam-Seramikler

Bu teknik, seramikleri yüksek ısılarda şekillendirmenin ve sinterizasyonun sağlanmasının yanı sıra dışarıdan basınç uygulanması esasına dayanır. 1983 yılında Zürih Üniversitesi Dental Materyaller Bölümü’nde geliştirilmiş bir sistemdir. Seramiklerin içyapısında büyük boşlukların oluşmasını engeller ve kristalin fazın camsı matriks içerisinde homojen olarak dağılmasını sağlar. Pek çok seramik sisteminin mekanik özellikleri yüksek yoğunlukta, küçük çaplı kristallerin kullanımı ile arttırılmıştır. Üstün estetik özellikleri ve mum eritme tekniğinin getirdiği imalat kolaylığı nedeniyle bu tip seramikler, tam-seramik sistemler içinde hekimlerin ilgisini çekmiştir^{2, 7, 23}.

Isı basınç yöntemi ile üretilen seramik sistemleri iki grup altında incelenebilmektedir;

a) Lössit bazlı tam-seramikler: Isı basınç altında şekillendirilen yüksek lösit içerikli feldspatik seramiklerdir. Bu materyaller kimyasal olarak $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ birleşiminden meydana gelmiştir. Seramiklerin içeriğine lösit güçlendirme amacıyla eklenmiştir. Cam matriks hacminin %30–40 kadarını 1–5µm büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur. Bu yapılar “ingot” adı verilen tabletler halinde üretilir. Seramik ingotlar 1150-1180°C arasında mum eritme tekniği ile uzaklaştırılmış rövetman içerisine preslenir. Bu işleme “ısı-basınç altında presleme” denir. Bu sıcaklık otomatik seramik fırını içerisinde yaklaşık 20 dakika muhafaza edilir. En büyük dezavantajları posterior bölgede kullanıldıklarında kırılmaya

eğilimlerinin artması ve restorasyonun dış yapılarına mikro-mekanik olarak bağlanabilmesi için rezin siman kullanma gereksinimidir^{23, 24}.

b) Lityum disilikat bazlı tam-seramikler: Lityum disilikat cam seramik ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir. Ancak düşük kimyasal direnci, yetersiz saydamlığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları sebebi ile diş hekimliğinde yer alamamıştır. 1998 yılında ise ısı-basınç tekniğinin geliştirilmesi ile lityum disilikat cam seramik kullanımı tekrar güncel hale gelmiştir. Bu materyaller ana kristal faz olarak lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) içerir ve hacminin yaklaşık $\%70\pm5$ 'i kristal yapıdadır. Yapısında az da olsa lityum ortofosfat kristalleri de mevcuttur. Artmış kristal içeriği, materyalin gücünü ve kırılmaya karşı dayanıklılığını belirgin bir biçimde arttıran daha sıkı ve kenetlenmiş bir yapı sağlarken seramiklerin opasitesini bir miktar da olsa yükseltir^{23, 25}.

Isı-basınç tekniği, lityum disilikat kristal fazda homojen yapı oluşumunu sağlamakta, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellemekte ve kısa sürede restorasyon hazırlanmasına imkan tanımaktadır. Kristalin fazında lityum disilikat içeren seramikler $890-920^\circ\text{C}$ aralığında preslenir. Lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine, tabakalama tekniği ile fluoroapatit yapıda kaplama seramikleri yerleştirilir. Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan kor yapı ile üzerine tabakalanan apatit cam seramik materyalleri arasında oluşan bağlanmanın güvenilir olduğu gösterilmiştir. Bu sistemin en önemli avantajı, üstün bükülme dayanıklılığı ve kırılma tokluğudur ki bu özellikleri uygulama alanlarını genişletir. Anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprülerin yapımında kullanılır. Posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolarlar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde(yaklaşık 7-8mm) tutulmalıdır^{11,20, 26}.

Oh ve arkadaşlarının²⁶ yapmış oldukları çalışmaya göre lityum disilikat cam-seramiklerin direncinin yüksek olmasının sebebi;

- Geleneksel lösit içeren cam-seramiklere göre hacminin $\%60$ oranında yoğun kristal içermesine
- Kristallerin çok yönlü dağılımına
- Isı-basınç işlemlerinden sonra lityum disilikat boyutunun artması olarak belirtilmiştir.

2.3.3.3. Slip-Casting İşlemine Tabi Tutulan Tam-Seramikler

"Slip-Casting" orijinal adı ile Fransız diş hekimi ve araştırmacı Dr. Michael Sadoun tarafından 1989 yılında geliştirilen tam seramik sistemidir. Bu seramikler iki bileşen halinde bulunurlar: pöröz yapıda üretilmiş toz ve yüksek sıcaklıkta pöröz yapıya infiltre olan cam. Bu bileşenlerden hazırlanan korun üst yapısı ise feldspatik seramikler ile bitirilir. Bu işlem, refraktör day üzerinde akışkan seramik slipin yoğunlaşmasını içerir. Refraktör day üzerindeki boşluklar, kapiller basınç ile slip içeriğindeki sıvının emilerek yapının yoğunlaşmasına yardımcı olur. Daha sonra seramik refraktör day üzerinde yüksek ısıda fırınlanır^{22, 27}.

Slip casting metodu ile üretilen materyaller konvansiyonel feldspatik seramiklere göre daha az pörözite, işlemde kaynaklanan daha az defekt ve daha yüksek tokluk gösterme eğilimindedir. Slip cast seramiklerinin temel avantajı yüksek dayanıklılıklarıdır. Dezavantajları ise yüksek opasite göstermeleri (spinel bazlı olanlar dışında) ve uzun süren laboratuvar işlemleridir⁵.

a) Alümina bazlı tam-seramikler: Yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki köprü protezlerin yapımında kullanılabilir. In-ceram; ince grenli % 90 Al_2O_3 'ün ince cam tabakasıyla birbirine kaynaştığı, homojen ve pörözsüz yapıdaki ağ formasyonuna sahiptir. Seramiklerin içyapısındaki pöröziteler, "cam infiltrasyon" adı verilen bir işleme tabi tutularak elimine edilir ve dayanıklılığı artırılır^{23, 28}.

In-ceram seramik sistemi alümina ve cam denilen ve üç boyutlu olarak birbirlerine penetre olan iki faz içermektedir. Bu sistemde kor materyaline yüksek direnç sağlayan 1-5 μm 'lik gren boyuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır. Alümina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna "slip" adı verilir. Bu "slip" özel ısıya dayanıklı day alçısı üzerine sürülerek fırınlanır (slip casting). Fırınlama işlemi özel fırında 1120°C de 10 saattir¹⁸.

Day alçısı, alüminyum oksit (Al_2O_3) karışımı ile karşılıklı etkileşir. Alüminyum oksit kor materyalinin likidi, day alçısında bulunan mikroskobik düzeydeki kapiller tüpler ve gözenekler yoluyla oluşan kapiller çekim ile emildiğinden çok yoğun bir alümina tabakası oluşur. Kapiller çekim, sıvıların ince olukları veya kapiller tüpler gibi dar boşluklar içerisinde yüzey gerilimlerinin bir etkisi ile koheziv ve adeziv kuvvetlere

bağlı olarak oluşmaktadır. Alümina kor materyali aşırı kompakt olması nedeniyle yalnızca %3'lük büzülme gösterir. Bu büzülme miktarı da day alçısının sertleşme genleşmesi ile kompanze edilir. Birbirine yalnızca küçük bağlar ile tutunan kompakt alümina partikülleri oldukça pöröz bir yapı oluşturur²⁹.

Ortaya çıkan pöröz yapının düşük viskoziteye sahip cam ile infiltre edilip fırınlanmasıyla yüksek dirence sahip alümina kor meydana gelir. Bu teknik ile üretilen alümina bazlı seramiklerin bükülme dayanıklılığının 450MPa civarında olması, anterior bölgede üç-üyelı sabit bölümlü protezlerin yapılmasına imkan tanır²³.

b) Spinel ve Zirkonyum bazlı tam-seramikler: Bu teknik için iki modifiye seramik bileşimi geliştirilmiştir. Bunlardan bir tanesi temel kristalin faz olarak restorasyonun saydamlığını arttıran eser miktardaki alfa alümina partikülleri ile birlikte magnezyum spinel içerir. Diğer materyal ise tetragonal zirkonyum ve alümina içermektedir. Zirkonyum bazlı materyal, spinel bazlı materyale nazaran daha yüksek bükülme dayanıklılığına sahiptir²⁹.

2.3.3.4. Makine Desteği ile Üretilen Tam-Seramikler

Bu seramikler, özel bir ekipman yardımı ile inley, onley restorasyonlardan çok üyelı sabit parsiyel protezlerin üretimine kadar geniş bir seçenekte kullanılır. Genel itibari ile seramik blokların döner frezler ile şekillendirilmesi ya da mekanik tarayıcılar sayesinde materyalin duplikatının elde edilmesi prensibine dayanmaktadır²³.

Makine desteği ile üretilen tam-seramikler üç grup altında incelebilmektedir.

a) CAD/CAM sistemi: Sistemlerden bir tanesi tek seansta restorasyonun üretimini sağlayan CAD/CAM (bilgisayar destekli dizayn/bilgisayar destekli üretim) sistemidir. İlk kez 1985 yılında İsviçre'de kullanılarak seramik bir inley elde edilmiştir. Başlangıçta iki eksende aşındırma yapabilen cihazlar, bilgisayar teknolojisindeki ilerlemelere paralel olarak farklı modifikasyonlar geçirmiş ve günümüzde altı eksende aşındırma yapılabilir hale gelmiştir²².

Yeni nesil cihazlarda dişler, preparasyonun ardından optik olarak taranır ve dişin görüntüsü bilgisayar ortamına aktarılır. Daha sonra

elde edilen verilerin ışığında bilgisayar ile senkronize çalışan makinede kısa bir zaman diliminde döner frezlerin yardımıyla hazır seramik bloklardan restorasyon şekillendirilir. Sistem çok uygun gözükse de oldukça pahalıdır ve restorasyonun marjinal doğruluğu zayıf olabilmektedir³⁰.

b) Copy Milling Sistemi: Diğer bir sistem ise duplikatın elde edilmesi anlamına gelen “copy milling” tekniğidir. Bu sistemde, teknisyenin maniple ettiği mum ya da ışıkla sertleşen altyapılardan elde edilen örnekler 80µm detay kabiliyetine sahip mekanik problemler dokunsal taranır. Toplanan veriler sisteme aktarılarak frezlerin yardımıyla seramik blokların şekillendirilmesi sağlanır²³.

Bu sistemler ile uyumlu farklı içerikte pek çok seramik bulunmaktadır. Bunlardan bir tanesi ana kristalin faz olarak camlı matris içinde dağılmış potasyum feldspar içerir. Mika bazlı cam seramikler de mevcuttur. Seramik içindeki mika kristalleri çatlakların kristaller boyunca dağılmasını sağlayarak seramiklere yaklaşık 230MPa’lık bükülme dayanıklılığı verir. Daha önceden sinterlenmiş “slip-cast” tekniği ile üretilen alümina blokları copy-milling sisteminde kullanılarak, tek üyeli sabit restorasyonların veya anterior bölgede üç üyeli sabit parsiyel protezlerin şekillendirilmesi sağlanır³¹.

c) Direkt Seramik Mekaniği: Son yıllarda dayanıklılığı üstün “zirkonyum-oksit” seramik sistemleri geliştirilmiştir. Tetragonal fazdaki seramikleri stabilize etmek için % 3,5-6 oranında yitrium partikülleri ilave edilmiştir. Grenlerin boyu 0,4µm’dir ve ince grenli homojen özellikteki bu mikro yapı restorasyonların üstün mekanik özelliğinden sorumludur. Zirkonyum-oksit altyapılar pöröz seramik blokların freze edilmesiyle şekillendirilir. Son sinterleme işlemi ideal altyapı konturları oluşturulduktan sonra gerçekleştirilir. Zirkonyum-oksit altyapı uygun feldspatik seramik ile kaplanarak bitirilir. Posterior bölgelerde çok üyeli sabit parsiyel protez olarak kullanımı endikedir²³.

Ortaya çıkan seramik restorasyonun kalitesi üretim aşamasındaki her bir basamak ile ilişkilidir. Özellikle kor yapının CAD/CAM sisteminde olduğu gibi aşındırılma işlemlerine tabi tutulması ya da tesviye işlemlerinde frezin kaba kullanılması, ağız içinde oluşan periyodik stresler sırasında kırılmayı tetikleyebilecek çatlaklara neden olabilmeleri açısından ayrı bir öneme sahiptir²³.

Avantajları^{11, 19, 20, 22, 23, 26, 31, 32, 33}

1. Mükemmel estetiğin elde edilmesi
2. Dokular ile biyolojik uyumun son derece iyi olması
3. Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı, yeterli mekanik özelliklere sahip olması
4. Ağızda metalik tat gibi tat değişikliğine neden olmaması
5. Komşu ve karşı metal dolgularla teması sonucu galvanik akıma neden olmaması
6. Doğal diş dokusuna yakın ısıl genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahip olması
7. Radyolüsent olup, radyografik teşhiste engel teşkil etmemesi
8. Kaplama seramik ile kor arasında, metal – seramik arasında olduğu gibi bir bağlantı sorunun olmaması
9. Homojen yapıda olmasıdır.

Dezavantajları^{3, 34}

1. Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı zayıf olmaları
2. Üretimi için harcanan zaman ve yüksek fiyatı
3. Metal destekli seramik kronların başarı oranı 7,5 yılda %97,7 iken, tam-seramik kronlar için beşinci yıl sonunda % 20 -25 oranına çıkmasıdır.

Diş hekimliği mesleği üstün fiziksel özellikleri olan, dayanıklı, kenar uyumu yeterli ve en az anterior bölgedeki kadar posterior da estetik tam-seramik restorasyonların arayışı içindedir³⁵.

Tam-seramik restorasyonlar metal destekli seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldıklarında biyolojik uyumunun daha iyi olması ve üstün estetik özellikleri nedeniyle günümüzde tercih edilir hale gelmiş olsa da tam-seramik kronların kısa ömürlü oluşu kabul edilemez. Aboushelib ve arkadaşları³⁶ dental seramiklerin kırılma mekanizmalarının anlaşılmasının daha güçlü seramik materyallerinin geliştirilmesinde anahtar noktalardan biri olduğunu belirtmişlerdir.

2.4. Tabakalı Yapılar

Doğal bir diş, temelde tabakalı bir yapıya sahiptir. Bu görüş daha önce de açıklandığı gibi bir diş yapısı için gerçek olduğu kadar kron, inley ve köprü gibi restorasyonlar için de doğrudur. Estetik restorasyonlar seramik tabakalardan meydana gelirken, restorasyon kalınlığı 0,5-2,0mm arasında değişir. Restorasyonun altında ise kalınlığı 1mm - 4mm arasında değişebilen, nispi yumuşaklıkta dentin dokusu bulunmaktadır. Ayrıca restorasyon ile dentin dokusu arasında iki yapıyı birbirine bağlayan siman tabakası yer almaktadır³⁷.

2.4.1 Seramik Tabakası

Estetik ve mekanik olarak cam seramikler ve seramik yapılar diş minesinin özelliklerine en çok uyan estetik restoratif materyallerdir. Alümina ve zirkonyum içeren seramikler hasara karşı çok daha yüksek tolerans gösterirler ancak estetik özellikleri zayıftır. Bu nedenle kaplama seramiği ile estetik özellikleri güçlendirilmelidir. Restoratif materyallerin klinik başarısızlık gösterme olasılıkları kendilerinden farklı bir başka materyal ile birlikte kullanıldıklarında artabilir. Çok tabakalı tam-seramik restorasyonların klinik olarak başarısızlığı buna bağlanmıştır ve sonlu elemanlar yöntemi ile modellenerek incelenebilir. Bu sistemlerin incelenmesinde Hertzian testleri önemli bir yer tutar³⁴.

Günümüz sorunlarından bir tanesi daha yumuşak bir alt tabakaya bağlanan tam-seramik restorasyonlar üzerindeki yoğunlaşmış yükleme nedeni ile oluşan başarısızlıklardır. Seramik tabakaları diğer taraftan zayıf alt tabakayı dış kuvvetlerden koruyarak aşınma direnci sağlar. Yumuşak alt tabakalar ise gelen ani etkileşimler sonucu oluşabilecek hasara karşı seramik tabakalarını yastıkçık görevi yaparak korur³⁸.

Tam-seramik restorasyonların kullanımının yaygınlaşmaya başladığı yıllarda, tek tabakalı seramik sistemlerinin mekaniğine yönelik çalışılmıştır. Son yıllarda zayıf fakat fonksiyonel dış kaplama seramiği tabakasını desteklemek için daha dayanıklı ve sert bir kor tabakayla birlikte çift tabakalı sistemler geliştirilmiştir^{38,39}.

Dental kronlarda seramik kor, yüksek elastiklik modülüne sahip metal altyapılardan daha üstün estetik ve biyouyumluluk sağlar. Bunun yanında gerçek hayatta tam-seramik kron sistemlerinin kırılabilirliği,

kullanım sürelerini tehlikeye atar. Bu sistemlerin tasarımlarının geliştirilmesine ihtiyaç vardır³⁸.

Temel bileşenleri aynı kalan; fakat mikro yapıları değiştirilen materyallerin oluşturduğu tabakalı sistemler, temas hasarına karşı daha yüksek direnç gösterir. Yükleme sonrası konik çatlakların oluştuğu sert kırılğan tabakalar, yüke karşı daha elastik bir davranış gösterebilen aynı materyalden yapılan; fakat farklı mikro yapıya sahip altyapılar üzerine tabakalanır. Tabakalı yapılaşma, seramiklerde temas hasar direncini geliştirmiştir. Yapılan araştırmalar, altyapının yüklemeye karşı daha elastik davranışı sayesinde üst katmandaki konik çatlakların penetrasyon derinliğinde belirgin bir azalma olduğunu göstermiştir^{39, 40}.

Tabakalama tekniği temas hasar direncini her ne kadar arttırsa da oluşabilecek hasarı tamamı ile ortadan kaldıramaz. Bu sistemlerde hem elastik davranış hem de konik çatlaklar bir arada bulunur^{38, 41}.

Tabakalama tekniğinin konik çatlakları tamamen yok edememesi nedeni ile dental seramik sistemlerin elastiklik modülünün yükseltilmesi ile temas hasarının baskılanması fikri geliştirilmiştir. Bu metoda göre, materyal ince kullanıldığında yükleme altında oluşan stresler materyalin yüzeyinde dağılır ve daha yıkıcıdır. Bunun tersine artan materyal kalınlığı streslerin yapının içine doğru yayılmasını ve yüzeyden uzaklaşmasını sağlar ve daha makuldür. Bu da elastiklik modülünün materyalin nispi kalınlığı ile doğru orantılı olabileceği gerçeği ile açıklanabilir³⁹.

Hertzian temaslarının uygulandığı tek tabakalı ya da çift tabakalı tam-seramik örnekler, seramik tabakaların birbiri ile yük altındaki etkileşimini göstermektedir. Hertzian indentasyonunun uygulandığı in vitro çalışmalarda, testin sonuçlarını daha gerçekçi kılabilmek için yumuşak alt tabaka insan dentinine eşit ya da yakın elastiklik modülüne sahip malzemelerden oluşturulmalıdır⁴¹.

2.4.2. Dentin Tabakası

Doğal dişler, mine ve dentinin oluşturduğu tabakalı mineralize bir yapıdan ve bu yapı ile çevrelenen pulpa dokusundan meydana gelir. Dişin yapısı incelendiğinde mine-dentin kompleksinin beklenmeyen bir biçimde esnek ve hasar oluşumuna karşı yüksek toleranslı olabileceği gözlemlenmiştir. Dentin tabakası daha kırılğan ve

sert olan mineyi destekleyen nispeten daha yumuşak bir katmandır. Özellikle posterior bölgede, yüksek değerlerdeki oklüzal kuvvetlere maruz kalmalarına rağmen normal koşullar altında doğal dişlerde bir kırılma görülmemesinde, minenin dentin tarafından destekleniyor olmasının büyük önemi vardır. Nispi yumuşaklıktaki dentin tabakası, diş üzerine binen yükün absorbe edilmesi ve diş yüzeyine yayılmasında rol oynayarak diş korur. Tam-seramik restorasyonlarda da, kırılma yapısındaki seramik katmanlarına yastıkçık görevi yapan sağlıklı bir dentin tabakasının varlığı restorasyonun klinik ömrü açısından önemlidir⁴².

2.4.3. Siman Tabakası

Günümüzde estetik restoratif diş hekimliğinde, tam-seramik restorasyonların simantasyonunda dual cure rezin simanlar üstün fiziksel özellikleri ve diş dokularıyla iyi bir bağlanma mekanizmasına sahip oldukları için sıklıkla tercih edilmektedir. Tam-seramik ve dual cure rezin siman arasındaki optimal adeziv bağlantı, mikromekanik kilitleme ve kimyasal bağlantıya dayanmaktadır⁴².

Tam-seramik sistemlerini yapıştırmak için kullanılan rezin simanların, inorganik dental simanlar ile karşılaştırıldıklarında bazı üstün özellikleri vardır. Suda çözünürlüklerinin düşük olması, mine, dentin, rezin, seramik ve metal yüzeylere kuvvetli bağlanabilmeleri bu özellikler içinde sayılabilir. Ayrıca rezin simanların kullanımı, konvansiyonel yapıştırma simanları ve uygulamaları ile karşılaştırıldığında restorasyonun mekanik özelliklerini de geliştirmektedir^{43, 44}.

Rezin simanlar çoğunlukla dimetritat monomer sisteminden (örn: Bis-GMA, Üretan dimetakrilat (UDMA), trietilenglikol dimetakrilat (TEDGDMA)) temel alır ve termal ekspansiyon katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak, aşınmaya karşı direncini arttırmak için inorganik doldurucular içerir. Restorasyonun başarısı, seramik ile rezin ve rezin ile diş yüzeyleri arasındaki kuvvetli ve devamlı bir bağlantının sağlanmasına bağlıdır. Bu bağların dayanıklılığı için rezinin yeterli derecede polimerizasyona ulaşması gerekmektedir⁴⁴.

İlk üretilen rezin simanların aktivasyonu kimyasal yollar ile gerçekleşiyordu. Kimyasal aktivasyonun dezavantajı, çalışma zamanının ve sınırlarının hekim tarafından kontrol edilemeyeceği idi. Işık ile aktive olabilen rezin simanların üretilmesi ile uygulamalardaki aksaklıkların oldukça üstesinden gelineceği gözlemlendi. Ancak ışığı soğurma kapasitelerinin düşük olması sebebi ile aktivasyon bütünüyle

gerçekleştirilemiyordu. Üreticiler bu problemi çözmek için, hem belirli bir dalga boyundaki ışık ile hem de kimyasal yolla aktive olabilen rezin simanları piyasaya sunmuştur. “Dual Cure” adı verilen bu yeni rezin simanlar, kimyasal yolla aktive olabilen sistemlerde bulunan peroksit-amin bileşiklerini ve buna ilave olarak belirli bir dalga boyunda ışık ile aktive olabilen sistemlerde kullanılan kamforokinonu içermektedir⁴⁴.

Kırılgan seramik materyalinin altındaki daha yumuşak siman tabakası, yüklenen stresleri yeniden dağıtır ve oluşan kırılmayı seramik yapı içine hapsederek diş yapılarında olası hasara karşı dayanıklılık sağlar. Bunun yanında delaminasyon(birbirinden ayrılma) başarısızlığının oluşmasını engellemek için yeterince kuvvetli olmalıdır⁴⁵.

Rezin siman kalınlığı için farklı görüşler yer alsa da klinik anlamda 100µm'e kadar olan kalınlık daha gerçekçi bulunmaktadır⁴⁶.

2.5. Tam-seramik restorasyonların klinik uygulamaları sırasında dikkat edilecek noktalar

Tam-seramik restorasyonların klinik uygulamaları sırasında önemli olan beş nokta yeniden gözden geçirilmelidir⁴⁷:

1. Hasar Modu: Klinik olarak tam-seramik restorasyonların başarısızlığındaki en önemli etkenin radyal çatlaklar olduğuna inanılmaktadır. Çift tabakalı kron restorasyonlarındaki kor yapıları temasla başlatılan bükülme esnasında kaplama seramiklerinden daha önce çatlayabilir. Başlangıçta bu çatlaklar kor tabakanın alt yüzeylerinde sınırlı kaldığı için kolay bir şekilde tespit edilemeyebilirler^{21, 48}.

2. Materyal: Materyallerin güçlendirilmesi ile ilgili çalışmalarda yukarıda bahsedilen sebeplerden ötürü kaplama seramiğinden ziyade kor yapı üzerinde yoğunlaşmak gerekmektedir. Tam-seramik kron restorasyonlarında daha yüksek dirençli seramiklerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar bu kronların performansının artırılmasında beklenen kadar etkili olmayabilir⁴⁹.

3. Çatlak Durumu: Seramik kron tabakalarının alt yüzeylerinde oluşacak çatlaklar kronun dayanıklılığını azaltabilir. Bu çatlaklar, diş teknisyenleri tarafından kronun iç yüzeyindeki rövetmanın uzaklaştırılması ya da camısı artıkların mekanik uzaklaştırılması sırasında

veya diş hekimi tarafından elmas frezler ile uyumlandırılırken ortaya çıkabilir. Preparasyon ve uygulama sırasında hasar oluşturabilecek aşamaların azaltılması veya önlenmesi ya da oluşan hasarın bir bölümünün asitle dağlama ile uzaklaştırılması ile tam-seramik restorasyonların ömrü uzatılabilir^{50, 51}.

4. Tabaka Kalınlığı: Çatlak oluşma olasılığının azaltılması için restorasyonun mümkün olduğunca kalınlaştırılması gerekliliğı açıktır. Yapılan çalışmalar sonucunda, dişte oklüzal boyutun en az 2mm azaltılmasının koruyucu bir etkisi olduğu gözlemlenmiştir. Çift tabakalı sistemlerde en uygun kaplama/ kor seramiğın kalınlıkları arasındaki oran için akademisyenler arasında henüz bir uzlaşma sağlanamamıştır⁵².

5. Siman: Protetik restorasyonların uzun dönem başarısı için yapıştırma sistemi kritik önemdedir. Daha yumuşak olan siman tabakası ile birlikte kaplama/ kor yüzeylerinin analizi, siman tabakasının bükülmeyi ve kaplama kronlarda radyal çatlak oluşumunu tetiklediğini göstermiştir. Kor yapı ve dentin arasındaki yapıştırıcı siman tabakasının varlığının radyal çatlak üzerinde çok güçlü bir etkisinin olması beklenmez çünkü bu simanların sertliğı dentinin sertliğinde pek farklı değildir. Yine de özellikle oklüzal duvarda azalmış siman desteğinin çatlak oluşumundaki rolü tam olarak anlaşılamamıştır^{53, 54}.

2.6. Tam-Seramik Sistemlerin Mekanik Özelliklerinin Saptanması için Yapılan İn-Vitro Testler

Organik ve inorganik yapılardan oluşan dişlerin yenilenme özelliğinin olmayışı, eksikliği ya da kaybı durumunda yerlerini alan materyallerin ömrünü uzatabilmek için, materyalin sınırlarının çok iyi bir şekilde anlaşılması gerekir⁵⁵.

Tam-seramiklerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için pek çok test metodu mevcuttur. Kırılgan dental materyallerin kırılma streslerini değerlendiren test metotları incelendiğinde, örneğın kalınlığı, yükleme sırasındaki temas alanı, materyalin homojenliği ve porözitesi ile yükleme hızının önemli test parametreleri olduğu saptanmıştır¹¹.

2.6.1. Dayanıklılığın Ölçülmesi

Dayanıklılık, dental restorasyonların klinik başarısında yüksek bir etkisi olan önemli bir mekanik özelliktir. Kırılgan yapıları ve bu suretle çekme streslerine hassas olmaları seramiklerin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkiler. Restorasyonda oluşan çekme stresleri çatlak büyümesini şiddetlendirebilir. Bundan dolayı çekme stresleri genelde dental restorasyonların başarısızlık potansiyelini değerlendirmek için basma streslerinden daha önemlidir⁹.

Metallerin dayanıklılıklarını saptamak için kullanılan çekme testleri, seramikler için uygun değildir. Bu nedenle seramiklerin dayanıklılıklarını saptamak için farklı test metotları kurgulanmıştır. En sık kullanılan metotlar üç-nokta ve dört-nokta eğilmeyi içeren tek eksenli ve çift eksenli eğilme testleridir⁵⁶.

a) Tek Eksenli Eğilme Testleri: Üç nokta ve dört nokta eğilme testlerini içerir. Örnek her iki ucundan desteklenir ve ortasından, genelde örnek kırılıncaya kadar kuvvet uygulanır. Elde edilen veriler kullanılarak örneğin eğilme dayanıklılığı bir formül ile saptanır. Üç nokta testlerinin sıklıkla kullanılmasının sebebi, komplike olmayışı ve örnek şekillerinin basitliğidir. Üç nokta eğilme testlerinde baskın olan stres, örneklerin alt yüzündeki çekme stresidir. Oluşan stres, defekt bölgesinden çatlak oluşumuna sebep olur ve çoğalarak katastrofik başarısızlığa öncülük eder. Dört nokta eğilme testleri ise nispeten daha geniş alanlara kuvvet uygulanması için kullanılır. Her iki ucundan desteklenen bar örneğin üzerine iki adet yuvarlaklaştırılmış keski, kırılma oluşana kadar kuvvet uygular. Bu test köşe kırıklarına, örnek boyutlarına ve yüzey özelliklerine oldukça duyarlıdır⁴⁹.

b) Çift Eksenli Eğilme Testleri: Örneğin büyüklüğü, şekli ve hacminin sonuçlar üzerinde tesiri olabileceğinden çift eksenli eğilme testleri dental seramikler için bir ISO standardı haline gelmiştir. Çift eksenli eğilme testlerinin uygulanması için farklı modeller geliştirilmiştir. Direkt olarak yükleme yapılmadığı ve maksimum çekme stresi yükleme yapılan alanın merkezinde meydana geldiği için köşe kırıklarının etkisini elimine eder⁵⁶.

Bir eğilme testi seramik bir materyalin dayanıklılığını ölçmek için kullanıldığında test edilen örneklerin sayısı temel alınarak ortalama bir değer hesaplanır. Seramiğin içerisindeki çatlakların dağılımı nedeni ile örnekten örneğe kırılma stresinde kayda değer bir farklılık vardır. Bu

nedenle, ortalama değer geręeęi yansıtmayabilir. Metallerin aksine seramiklerin dayanıklılık değerlerinin asimetrik bir dağılımı vardır. Seramikler için dayanıklılık dağılım eğrisi maksimum bir değere kadar yükselir ve nispeten yüksek bir dayanıklılık aralığında ani bir düşüş gösterir. Bu nedenle bir seramik restorasyon için dayanıklılık eğrisinin sıfıra yakın bir değere düşmesiyle ilgili sonlu bir olasılık vardır. Bir başka deyişle, uygulanan herhangi bir kuvvette teste tabi tutulan örneklerin bir bölümü kırılmayacaktır. Bu durumdaki örneklerin kırılma dayanıklılığı ile ilgili istatistiksel bilgiye ulaşabilmek için Wallodi Weibull, kendi ismi ile anılan matematiksel bir formül geliřtirmiřtir⁴⁹.

2.6.2. Kırılma Direnci

Kırılma direnci testleri, anatomik yapıdaki örneklere kırılma olana kadar yük uygulanmasıdır. Herhangi bir restoratif materyal teste tabi tutulduğunda materyalin performansının ve hangi tip restorasyonlarda endike olabileceğinin değerlendirilmesi için elde edilen veriler daha önce aynı teste tabi tutulan ve güvenilir verilere sahip olan materyallerinkiler ile karşılaştırılır. Uygulanan eğilme testleri sırasında elde edilen dayanıklılık değerleri bir yerde, hazırlanan örneklerin şeklinin bir sonucudur (rneğin bar ya da disk şeklinde olması gibi) ve klinik durumları birebir yansıtmaz. Bu nedenle dişlerin anatomik yapılarına uygun olarak hazırlanan seramik örneklerde uygulanan kırılma testleri, bu materyallerin ağız içindeki davranışlarının belirlenmesinde daha yararlı olabilir⁵⁷.

2.6.3. Fraktografi

Fraktografi, kırılma yüzeylerinin analizidir. Kırılma yüzeylerinin morfolojisi başarısızlık öncesinde ortaya çıkan ve ilerleyen çatlaklar ile ilişkilidir ve bu yüzeylerden önemli bilgiler elde edilebilir. Bu bilgiler arasında başlangıç çatlağı ya da defektinin boyutları ve lokalizasyonunun belirlenmesi, başarısızlığın ortaya çıktığı noktadaki stres durumu, lokal veya genişleyen bir defektin varlığı, strese bağlı oluşan korozyonun varlığı ve işlemler sırasında meydana gelen lokalize defektler ile ilgili veriler vardır⁵⁸.

2.6.4. Kırılma Tokluğu Testleri

Seramik gibi kırılğan materyallerde kırılma, bir çatlak ya da mekanik, kimyasal veya termal işlemler sırasında gelişen bir defektin maddenin yapısındaki devamlılığı bozduğu tek bir bölgeden başlar ve genellikle bu bölgeler stres yoğunlaştırıcı gibi davranır. Oluşan stresler

yapıda var olan doğal çatlaklardan köken alan daha büyük ve etkili çatlakların gelişimine neden olabilir ve katastrofik başarısızlığı doğurur⁵⁹.

Bir seramikte üç tip çatlak genişlemesi görülebilir: Subkritik çatlak genişlemesi, stabil çatlak genişlemesi ve stabil olmayan çatlak genişlemesi. Çekme altında yavaş büyüyerek ilerleyen çatlak (subkritik büyüme) özellikle su varlığında ortaya çıkar ve seramik materyallerin zamana bağlı dayanıklılıklarındaki azalmanın iyi bilinen bir nedenidir⁶⁰.

Testlerde uygulanan yük arttırıldığında materyal tamamı ile başarısızlığa uğrayana kadar çatlak genişlemeye devam eder. Başarısızlığın ortaya çıktığı nokta, kritik stres yoğunluk faktörü ya da daha iyi bilinen şekli ile kırılma tokluğu olarak tanımlanır. Dayanıklılık testlerinden elde edilen sonuçlara göre bir materyalin dayanıklılığı, örnekte var olan başlangıç çatlağının boyutlarına bağlıdır. Bunun tersine, bir materyalin kırılma tokluğu genelde var olan çatlakların boyutundan bağımsızdır ve materyalin ani çatlak gelişimine karşı gösterdiği dirençle ilgili bir özelliktir⁶¹.

Seramiklerin kırılma tokluğunu tanımlamak için farklı teknikler geliştirilmiştir. Bunlardan bir kısmı geleneksel kırılma mekaniği ile ilişki testlerdir. Bu tekniklere örnek olarak tek köşe çentik tekniği verilebilir. Bu testte keskin bir uç ile başlangıç çentiği oluşturulur. Yükleme işlemi ve kurgu dört nokta eğilme testine benzerdir. Materyalin kırılma tokluğu, uygulanan maksimum yük ile örneğin ve keskin ucun boyutlarına bakılarak tahmin edilebilir. Ancak bu teknik ile ilgili temel problem, özel bir teçhizat gerektiren çentik açma safhasıdır⁷.

Kırılma tokluğunun test edildiği diğer teknikler ise küçük çatlak teknikleri olarak isimlendirilir ve iki alt başlıkta incelenir⁴⁹:

1. İndentasyon kırılma tekniği
2. İndentasyon dayanıklılık tekniği

İndentasyon kırılma tekniğinde basma cihazı üzerine monte edilen Vickers elmas indentörü ile birlikte bir dizi çatlak oluşumu indüklenir. İndentasyon bölgesi incelendiğinde çatlakların indentörün köşelerinden köken aldığı gözlemlenir. İndentasyon yükü belirlenirken dikkatli olunmalıdır. Uygulanan yük Vickers indentörünün köşelerinden köken alan yalnızca dört çatlak oluşturmaya uygun olmalı ve başka küçük çatlaklar ya da çatlaklar arası dallanmalara sebep olmamalıdır. Bu nedenle

uygulanacak yükün değeri materyale göre değişir. Kırılma tokluğu analizi baskın çatlak tipinin tahminine bağımlıdır⁷.

Teorik olarak Vickers indentasyonu, şekline bakılmaksızın her seramik örnek için uygulanabilir ve sadece 1mm'den az, düz, cilalı bir yüzeye ihtiyaç vardır. İndentasyon kırılma tekniğinin temel eksiği, elde edilen değerlerdeki sapmadır. Bu, indentasyon bölgesinde kalan artık stresler ile ilişkili çatlak oluşumuna ve subkritik çatlak büyümesine bağlı olabilir⁶⁰.

İndentasyon dayanıklılık tekniği ise iki aşamalı bir uygulamadır. İlk basamak cilalı yüzeye mikro sertlik indentasyonu ile (Vickers ya da Knoop) bir çatlağın oluşturulmasıdır. İkinci basamakta ise indentasyon yüzeyinde çatlak oluşana kadar tek eksenli ya da çift eksenli eğilme testi ile çekme stresi oluşturulur. Çatlağın başlangıç boyutlarının belirlenmesine gerek yoktur. Materyalin kırılma tokluğu, materyalin elastiklik modülüne, indentasyon yüküne, kırılma dayanıklılığına ve sertliğine bağlı bir formül ile hesaplanır⁷.

Seramik materyallerde, Vickers ve Knoop indentasyon tekniklerinin bir kombinasyonu da, materyalin kırılma tokluğunun yarı-deneysel olarak saptanması için kullanılabilir³⁹.

Seramik materyalinin yapısı mevcut atomların tipi, atomlar arası bağlar ve atomların bir araya gelme şekli ile ilişkilidir. Seramiği oluşturan atomlar birbirlerine kimyasal bağlar ile bağlıdır ve seramiklerde en sık görülen kimyasal bağlar kovalent ve iyonik bağlardır. Metaller için ise atomlar arası kimyasal bağlara özel olarak metalik bağ adı verilir. Kovalent ve iyonik bağlar, metalik bağlara göre çok daha kuvvetlidir. Bu nedenle genel olarak metaller daha sünek tabiatlıyken seramik materyaller kırılkan yapıdadır⁶¹.

2.7. Seramiklerin Kırılması

Kırılma, gerilme altında bir maddenin iki veya daha fazla parçaya ayrılmasıdır. Bir tam-seramik kronun kırılma direncini etkileyen değişkenler; seramiğin içyapısı, restorasyonun şekli ve kalınlığı, seramiğin iç yüzeyinin düzgünlüğü, yapıştırma tekniği, restorasyonun altındaki dentin yapısı ve çiğneme kuvveti gibi dış etkenlerdir³⁸.

Rijit metal alt yapılardan destek alınarak kullanılan dental seramikler, estetik dezavantajlarının ortadan kaldırıldığı ve mekanik özelliklerinin artırıldığı yüksek dirençli bazı seramik sistemlerinin ortaya çıkması ile metal desteksiz olarak da kullanılmaya başlanmıştır. Bununla beraber, yirminci yüzyılın son çeyreğinde geliştirilen tam-seramik sistemlerin metal destekli seramik sistemlerinin mekanik özelliklerine sahip olamaması ve üretimlerinin ekonomik olmaması, bu ürünlerin rutinde kullanımını sınırlamıştır. Ancak son on yılda geliştirilen teknikler ile üretilmiş yeni tam-seramik sistemlerinin biyouyumluluk, renk değişmezliği, yüksek dayanıklılık ve düşük termal iletkenlik gibi özellikleri ile optimum estetik sağlamaları, diş hekimliğinde tam-seramik sistemlerin kullanım alanını arttırmıştır. En büyük dezavantajları olan kırılğan karakterlerine tam bir çözüm bulunamamasına rağmen başka hiçbir restoratif materyal tarafından ulaşılamayan bu üstün özellikleri sebebi ile sabit protetik diş hekimliğinde uygulama sınırları giderek genişlemektedir^{9, 39, 62, 63}.

İnsanoğlu her zaman bir kaza ya da hastalık nedeni ile kaybedilmiş uzuvlarının yerini doldurmaya çalışmış ve diş hekimleri de bir dişin yerini alacak suni materyallerin arayışı içinde olmuştur. Yapılan restorasyonlar estetiği, fonksiyonları geri kazandırmayı ve biyolojik uyumu yeniden sağlamayı; bir diğer deyiş ile mine-dentin kompleksini taklit edebilmeyi amaçlar. Bu nedenle dişi oluşturan yapıların ve mine dentin kompleksinin iyi anlaşılması gerekmektedir.

Bir dişi oluşturan temel bölümler, ağız boşluğu içinde görülen koronal parça ve periodontal ligamanlar aracılığı ile alveoller kemiğe bağlanmış olan diş köküdür. Dişler; kabuklu deniz canlıları gibi, altlarındaki yumuşak katmanlara mekanik, termal ve kimyasal koruma sağlarlar. Koronal parçanın en dış katmanı olan mine, iç yüzeyindeki dentin ile beraber, damar ve sinir paketinden oluşmuş pulpayı çevreleyerek dişin vital fonksiyonlarının zarar görmesini engeller. Mine mineralize, sert ve inert bir yapıdır. Dentin mineye nazaran daha az mineralize bir yapı olup, esnek, vital sert bir bağ dokusudur. Mine ile dentin ince bir tabaka ile birbirlerine bağlanırlar. Bu bağlantı dişe hem sertlik hem de nispi esneklik kazandırır. Sindirim sisteminin ilk durağı olan ağız boşluğunda çiğneme fonksiyonuna giren dişler, besin maddelerini yutulabilir hale getirmek için sert; ancak bu fonksiyonda birbirlerine zarar vermemek için de nispeten esnek olmalıdır. Özellikle posterior bölge dişleri, 0.5mm² den daha küçük bir temas altında, 2-4mm yarıçapındaki karşıt tüberkülli ile 800N'a yaklaşan çiğneme kuvvetlerine karşı koymakta ve insan hayatı boyunca 200N'u aşan çiğneme kuvvetlerine ve 10⁷ devirden fazla sayıda temasa tabi olmaktadır. Dişin fonksiyonu sırasında meydana gelen ani kuvvet yüklemeleri ya da uzun süreli düşük yoğunluktaki kuvvetler, nispi esneklik ve sertlikteki mine ve dentin kompleksinde çatlak ve kırıklara neden

olabilmektedir. Bir yıl içinde her 100 yetişkinden ortalama 4 bireyde diş yapısında kırılma rapor edilmiştir^{37, 24, 64, 65, 66}.

Tam-seramik materyallerin ağız içindeki performansını geliştirmek için bu materyallerin klinik başarısızlıklarının nedenlerinin anlaşılması önemlidir. Klinik başarısızlık gösteren tam-seramik kronlar değerlendirildiğinde büyük çoğunluğunun (%90<) fonksiyonel yüzeylerden ziyade yapışan iç yüzeylerdeki çatlaklar ve streslerden köken aldığı gözlemlenmiştir. Bu nedenle seramik kronların iç yüzey özelliklerinin başarısızlık olasılığında etkili olduğuna inanılmaktadır. Bu klinik gözlemler araştırmacıları seramik restorasyonların yapışan iç yüzeylerinin dayanıklılığını ve devamlılığını etkileyen temel prensipleri araştırmaya itmiştir²⁵.

Tam-seramiklerde başarısızlığı etkileyen çeşitli faktörler vardır^{27, 67}

1. Destek diş dokunun durumu
2. Preparasyon formu,
3. Malzeme seçimi
4. Laboratuvar işlemleri
5. Oklüzal kuvvetler

Yukarıda belirtilen nedenler, tam-seramik sistemlerindeki başarısızlığın kaynağının klinik ve teknik uygulamalar ile üretilen malzemenin temel yapısı olduğunu özetlemektedir. Seramik mühendisliğinin ulaştığı teknolojiyi hayata geçiren klinisyenlerin daha üstün sabit restorasyonları başarı ile uygulayabilmesi, Peterson ve arkadaşları³⁴ ile Aboushelib ve arkadaşları³⁶ 'nın da belirttiği gibi, tam-seramiklerin deformasyon ve kırılma modlarının temelini kavramasına bağlıdır.

Hertzian temas testleri, restorasyonların ağız ortamındaki performansı ile ilgili oldukça gerçekçi bir canlandırmadır. Karşıt mine temasını temsil eden bir küresel indentör ile yapılan Hertzian temas testleri, normal yükleme altında dentin üzerindeki kron restorasyonunu temsil eden düz tabakalı yapılar üzerine uygulanır. Bu testlerin tam-seramik materyallerin hasar modlarının tanımlanmasında özellikle etkili olduğu bilinmektedir^{47, 49}.

2.8. Hertzian İndentasyonu

1881 yılında Hertz, küresel kütleler arasındaki temas nedeni ile oluşan stresler üzerindeki çalışmalarına başlamıştır. Bu çalışmaları sırasında düz bir cam yüzeyi üzerine sert küresel bir indentör uygulandığında bugün “Hertzian konik çatlakları” olarak tanımlanan sınırları belirli konik çatlakların oluştuğunu gözlemlemiştir. Hertzian kırılma sistemi bir yüzyılı aşkın bir süredir zengin ve üretken bir araştırma konusu olmuştur ve olmaya devam etmektedir. Bunun için iki temel sebep vardır. İlki konik bir çatlağın başlangıç ve gelişiminin geleneksel kırılma bilimi çerçevesinde elde edilen deneysel verilerden tatmin edici sayısal bir açıklamaya ulaşmanın ne kadar zor olduğunu kanıtlamış olmasıdır. Bu alandaki çözümsüz durumlardan biri, konik çatlakların açısı olmuştur. Bu sisteme duyulan ilginin ikinci nedeni ise materyallerin dayanıklılığı ile ilgili bazı fiziksel özelliklerinin çok basit ve pratik bir teknik ile değerlendirilebilmesini sağlamasıdır. Bu bağlamda, Hertzian konik çatlak sisteminin gözlemlenmesi ile elde edilen materyal ile ilgili parametre değerleri, çatlak oluşumu ve gelişimini açıklamak için kullanılan modellere bağımlıdır. Yine de yapılan pek çok kayda değer çalışma sonucunda bu sistemin iyi, sınırlı ve stabil çatlak oluşumunun sağlanabildiği nadir sistemlerden biri olduğu söylenebilir. Oluşan hasarın gözlemlenebilmesine ek olarak Hertzian teması, sayısal verilerin toplanabilmesine ve analiz edilebilmesine de izin verir^{39, 42, 51, 64, 68}.

2.8.1. Aurbach Yasası

Hertz’in konik çatlakların oluşumunu açıkladığı ilk yayını, 1891 yılında Aurbach’ın camlarda konik çatlakların oluşumu için gerekli olan kuvvet ile küresel indentörün çapı arasında deneysel lineer bir ilişkiyi tanımladığı yayını takip etmiştir. Bugün “Aurbach Yasası” olarak bilinen bu ilişki araştırmacılar arasında ikilem yaratmıştır. Varılan bu sonuç, başarısızlığın farklı boyutlarda indentörler için farklı stres seviyelerinde oluştuğunu ortaya koymuştur. Aurbach’ın elde ettiği sonuçların neden olduğu ikilem, sonunda iki farklı düşüncüyü doğurmuştur. Bunlardan ilki konik çatlak oluşumunun, açığa çıkan gerinim enerjisi ile yeni çatlak yüzeylerinin meydana gelmesi için gerekli olan yüzey enerjisi arasındaki denge tarafından kontrol edildiğini iddia eder. Diğer ise konik çatlak başlangıcının, daha önceden var olan yüzey çatlaklarından köken aldığını savunur ve buna göre konik çatlak başlangıcı için gerekli olan kritik stres miktarı başlangıç çatlaklarının boyutlarına, konumuna ve oryantasyonuna bağlıdır⁵¹.

Çentik açma anlamına gelen “indentasyon” ile hasara yönelik analizlerdeki gelişmeler, Hertz ve Aurbach’ın temel çözümlemelerini yorumlayarak çatlak ucunda stres yoğunluk faktörlerini saptamak için teknikler geliştiren Frank ve Lawn ile devam etmiştir. Son yıllarda indentasyon teknikleri, kırılma seramiklerin deformasyon özelliklerinin ve kırılma karakterinin analizinde sıklıkla kullanılır duruma gelse de, bu işlem deneysel olarak basit ancak analitik açıdan karmaşıktır^{42, 46, 50, 69, 70}.

2.8.2. Hertzian İndentasyonunun Özellikleri

Hertzian indentasyonu ve diğer indentasyon yöntemleri materyallerin temas-hasar direnci ile ilgili bilgi vermenin yanı sıra, materyal hakkında sertlik, tokluk, yüzey çatlak hacminin yoğunluğu, yakın yüzeydeki artık stres ve hatta gevreklik derecesi gibi değerli bilgilerin elde edilmesini de olanaklı kılar^{39, 70, 71}.

Bunun yanında, Bisrat ve Roberts⁶⁸’nin belirttiğine göre Hertzian indentasyonu ile elastiklik modülü, poisson oranı da hesaplanabilmektedir.

Hertzian indentasyonu özellikle restorasyonun ağız ortamında karşı karşıya kaldığı yükleme şartlarının temel özelliklerini taklit etmektedir. Burada ölçülebilir Hertzian testinin değerleri olan küre(tüberkül) çapı ve temas (çiğneme) kuvveti önemli klinik verileri temsil eder^{34, 47}.

2.8.3. İndentörler ve İndentasyon Tipleri

Geleneksel olarak, Hertzian testleri düz tabakalar üzerinde sert çelik ya da tungsten karbit (WC) küreler kullanılarak yapılan ve materyal kırılma ile tepki verene kadar kontrollü biçimde baskı uygulayan bir yüzey araştırmasıdır. Küre, seramik gibi tungstene göre nispeten daha yumuşak olan bir materyal ile temas ettiğinde daha sert olan küre yükleme süresince rijit karakterini muhafaza ederken, temas yüzeyi tümüyle elastik davranarak yükü hafifletir. Bu durum da Hertzian temas yüklemesi sırasında gerinim enerjisini dağıtarak kompleks katastrofik kırılmaların oluşmasını engeller^{42, 70, 72}.

Lawn ve Wilshaw³⁹, indenterleri, şekillerini temel alarak, ilk defa “keskin” ya da “künt” olarak sınıflandırmıştır. Keskin indenterler, kırılma oluncaya kadar plastik deformasyona geçmiş bir temas oluştururlar

ve materyalin sertliğini saptarlar. Burada materyalde oluşan etki, birim alana düşen yük miktarı olarak açıklanır. Temasın kırılma noktasına kadar elastik kaldığı indentörler ise “künt indentörler” olarak adlandırılır. Hertzian temas testinde, normal bir baskı yükü sert ve küresel bir indentör ile uygulanır ve bu bir künt indentasyon metodudur⁶⁸.

2.8.4. Hertzian Temas Testinin Uygulanışı

Hertzian temas testi iki şekilde yapılır^{73, 74, 75, 76}

1. Monotonik Yükleme: İç yüzeylerdeki hasar modunu taklit etmek için uygulanan yük silsilesidir. Hertzian indentasyon testi, tungsten karbit kürenin bir basma cihazına bağlanmasıyla belirli bir hızda hasar oluşuncaya kadar örnek yüzeyine, artan kuvvet iletimidir. Monotonik yükleme için bir diğer yöntem, artan yükleme basamaklarının uygulanmasıdır. Yükün arttırıldığı her basamaktan sonra, örnekler üzerindeki yük kaldırılır ve örnekler optik mikroskop altında incelenir. Bu aşamalara çatlak başlangıcı tespit edilene kadar devam edilir.

2. Periyodik Yükleme: Sinüzoidal dalga formundaki belirli bir frekansta tungsten karbit küre ile maksimum ve minimum yüklemelerdeki tekrarlardır. Minimum yük kürenin örnek üzerinde gezinmesini önleyecek büyüklükte olmalıdır. Verilen bir maksimum yük için oluşacak hasar, belirli bir sayıdaki tekrarlamalardan sonra optik mikroskop altında kontak yüzeyinin incelenmesiyle anlaşılır. Örnek parçada bütünlük devam ediyorsa teste devam edilir ve hasar oluşuncaya kadar test tekrarlanır.

2.8.5. Hertzian Temas Testinin Avantajları ^{34, 42, 47, 64}

1. Materyalin mikroyapısının kuasiplastik hasar modunun oluşmasındaki kritik rolünü göstermesi
2. Yalnızca sert bir küresel indentör ile uygulanabilen basit bir test metodu olması
3. Basitleştirilmiş tasarımına rağmen hasar modları ile ilgili güçlü bilgiler verebilmesi
4. Tekrarlayan normal temaslar yoluyla yorulma mekanizmasının da test edilebilmesini olanaklı kılması
5. Kısa çatlak alanlarındaki hasarı belirleyebildiği için materyalin dayanıklılık, aşınma direnci gibi materyalin mikro yapısına duyarlı özelliklerinin değerlendirilebilmesi
6. Geleneksel mekanik testlere göre ağız içi yükleme durumlarını gerçeğe daha yakın olarak taklit edebilmesi

7. Kırılma cevabının kontrollü bir yolla saptanabilmesi
8. Örnek boyutu için standardizasyon gerektirmemesi.
9. Klinik uygulamalara paralellik gösteren geniş çapta seramik bazlı yapıların küçük örnekler ile test edilebilmesine uygunluğu nedeni ile ekonomik olması
10. Klinik anlamlılık sağlaması ve dental uygulamalar için, hasar mekanizması ve materyalin mikro yapısı arasındaki ilişkiyle ilgili görüş ortaya koymasıştır.

2.8.6. Hertzian Testinin Dezavantajları ^{42, 60}

1. Kürenin çapı küçüldükçe Hertzian temasının karakteristiğinin değişmesi
2. Hertzian temas alanlarındaki stres eğimleri çok dik olduğu için indentasyon sonucu ortaya çıkan çatlaklar için stres-yoğunluk tahminlerinin doğru saptanmasının güçlüğü
3. Deneyimsel eşitlikler ile çözümlemede çözüm için çok hassas verilere ihtiyaç duyulması
4. Hertzian testi sonucunda oluşan hasarın görüntülenme zorluğu
5. İndentasyon öncesi tam-seramik yapıda mevcut olan mikro çatlakların şekli ve boyutunun indentasyon sonrası analizlerdeki belirsizlikleri ya da ön görülmeyen sonuçları doğurmasıdır.

2.8.7. Hertzian İndentasyonuna Göre Belirlenen Deneyimsel Çözüm Metodu

Tam-seramik sistemlerin yapıştığı diş dokusu da düşünülerek tam seramik katmanları üç grup altında ele alınmıştır. Tek tabakalı seramik yapının diş dokusuna bağlanmadığı durumlar (monolith), diş dokusuna bağlanan tek tabakalı seramik yapılar (bilayer) ve diş dokusuna bağlanan seramik yapı içinde kor seramiğinin ve kaplama seramiğinin bulunduğu yapılar (trilayer); üç grup altında incelenebilirler.⁴⁰

'R' çapındaki rijit küre ile düz yüzeydeki temas bölgesinde oluşan temas çemberinin 'a' çapı, indentör yükü 'P' ile ilişkilidir. Kürenin ve her bir tabakanın Poisson Oranları(v) ve Elastiklik modülü (E) bilindiğinde ^{42, 60, 77};

Tek tabakalı seramik yapının diş dokusuna yapışmadığı durumlarda (monolith);

$$a=(3RP/4E^*)^{1/3}$$

$$1/E^*=(1-v_1^2)/E_1+(1-v_2^2)/E_2...$$

$$1/r= 1/r_1+1/r_2$$

Temas altında en üst sınır basınca p_o dersek;

$$P_o=3p/2\pi a^2=(3/2\pi)(P)^{1/3}(4E^*/3R)^{2/3}$$

$$K_{max}=[E^*P/CR]^{1/2}$$

Yükün $K_{max}=K_{lc}$ olmasının hemen ardından Hertzian kırığı oluşur.

$$K_{lc}= [E^*P^*/CR]^{1/2}$$

Tek tabakalı seramik yapının diş dokusuna bağlandığı durumlarda (bilayer):

$$P_B= BS_i d^2 / \log(E_i/E_s) \quad \textbf{(Formül 1)}$$

B : Boyuttan bağımsız katsayı

S_i : İç tabakanın Dayanıklılığı

E_s : Alt tabakanın elastiklik modülü ($1 < E_i/E_s < 100$ için geçerli)

Çift tabakalı seramik yapının diş dokusuna bağlandığı durumlarda (trilayer):

$$P_T= BS_i d^2 / [(E_i/E^*) \log(E^*/E_s)] \quad \textbf{(Formül 2)}$$

B : Boyuttan bağımsız katsayı
 E^* : Etkin elastiklik modülü ($1 < E^*/E_s < 100$ için geçerli)
 E_i/E^* : Kor materyalinin elastiklik modülünün indirgenmiş deneyimsel elastiklik modülüne oranı
 Etkin elastiklik modülü yarı-deneyimsel fonksiyona göre
 $\varepsilon = E_o/E_i$ olan elastiklik modülü oranına ve
 $\delta = d_o/d_i$ olan kalınlık oranına bağlıdır.

$$E^* = E_i \{1 + \varepsilon^2 \delta^3 + \varepsilon \delta (5.66 + 2.18 \delta)\} / \{1 + 1.97 \delta + \varepsilon \delta [(5.66 - 1.97) + 2.18 \delta + \delta^2]\} \text{ (Formül 3)}$$

$\varepsilon = 1$ (Aynı materyaller) veya
 $\delta = 0$ olduğunda yukarıdaki eşitlik
 $E^* = E_i$ olur ve üç tabakalı sistemlerde kullanılan formül iki tabakalı sistemlerde kullanılan formüle dönüşür.

Tabaka modelinin tasarlanması için radyal çatlak ilişkileri her ne kadar sağlam bir temelmiş gibi gözükse de bazı içsel belirsizliklere tabi olmaktadır. Birinci ve ikinci formüller yaklaşık çözümlerdir. Üçüncü formül ise deneyimsel olarak bulunmuştur. Birinci ve ikinci formülün çıkartılmasında konsantre yüklemenin ideal nokta teması altında yapıldığı, radyal çatlaklardan köken alan başlangıç çatlaklarının tabaka kalınlığına göre daha küçük kaldığı ve bu çatlakların temas noktası altındaki tensile bölgesinde başlama görülme eğilimi olduğu varsayılır. Bu koşullar özellikle daha ince katmanların olduğu modellemelerde önem kazanır. Ayrıca birinci ve ikinci formül yalnızca sınırlı bir elastiklik modülü aralığında gerçeğe yakın sonuçlar verir. Birinci formülden yola çıkarak bulunabilecek S_i “etkili dayanıklılık” olarak değerlendirilmelidir ve geleneksel test prosedürü kullanılarak ulaşılabilecek dayanıklılık değerlerinden farklı olabilir. Yine de bu kadar bilinmeyen olmasına rağmen yukarıda açıklanan formüller biyomekanik uygulamalarda kullanılacak materyallerin dizaynı için sağlam bir bulgudur³⁸.

Kuasi-plastik çatlak ve konik çatlak oluşumundan farklı olarak radyal çatlaklar seramiğin yüzeyinden uzakta ve alt yüzeydeki bükülme streslerinden etkilenecek olduğu için temas şartları ile ilgili oklüzal alan gibi detaylar önemsizdir. Bu nedenle *formül 1* ve *formül 2* indentörün çapı ile ilişkili herhangi bir değişken içermez⁴².

Üç tabakalı sistemlerde kritik yükün hesaplanması için oluşturulan formülde, üç tabakayı teorik bir iki tabakaya indirgenir. Bu tabakanın kalınlığı, seramik tabakaların kalınlıklarının toplamına eşittir³⁸.

2.9. Tam-Seramik Sistemlerde Hasar

Seramiklerin geliştirilmesi sırasındaki en önemli noktalardan bir tanesi, hasar toleranslarının belirlenmesidir. Herhangi bir hasar oluşması durumunda maruz kalınan streslere rağmen materyalin kullanılabilir halde kalıp kalamayacağı ve hasarın dayanıklılık üzerindeki etkileri, dental restorasyonlar başta olmak üzere seramiklerin kullanım alanlarının belirlenmesinde ve geliştirilmesi sırasında incelenmesi gereken bir kavramdır⁴².

Daha önce de anlatıldığı gibi seramik malzemeler atomik bağlarından ötürü kırılgan malzemelerdir. Yüke maruz kaldıklarında, atomik düzlemlerin kayarak uzaklaşmasına izin vermezler. Bundan dolayı seramikler kırılma olmadan ancak %0-1'lik deformasyona karşı koyabilirler. Bunun yanında, seramiklerin yapısında değişik boy ve ebatlarda çatlaklar mevcuttur. Eşik değerin üzerinde yükleme ile karşılaştıklarında çatlak oluşumu, mevcut çatlaklardan tetiklenir⁶².

Tam-seramikler, özellikle güçlü ve periyodik yüklemelerde birikmiş temas streslerinden ötürü seramiğin ömrünü tehlikeye atan çatlamalara meyillidir. Kırılma ve deformasyon biçimlerinde hangi şartların farklılaştığının bilinmesi gerekir⁷⁴.

Seramikler, imalatları esnasında artık rövetmanın uzaklaştırılmasını sağlayan alüminyum oksit parçacıklarından, frezlerden ve yapıştırma esnasındaki işlemlerden dolayı yüzeysel çatlaklara karşı hassas olabilir. Çok kristalli seramiklerin özellikleri, mikro yapıları, atomik yapıları, kimyasal içerikleri ve imalat işlemleri, seramik kütlede arzu edilmeyen mikro yapısal çatlakları doğurur. Mevcut çatlaklar; aşındırma, parlatma gibi mekanik işlemlerde, yapım aşamalarında ya da içsel defektlerden dolayı oluşabilir. Hasar, mevcut çatlakların aşırı çekme stresleri altında çoğalması sonucu meydana gelir^{71, 78, 79}.

Tam-seramikler tek tabaka ya da çift tabaka olarak uygulanırlar. Çift tabakalı sistemler altta güçlendirilmiş kor yapı ve koru kaplayan feldspatik seramikten meydana gelen materyallerdir. Tabakalı sistemlerde seramik altyapının sertliği, tabakaların elastiklik modülleri arasındaki oranları değiştireceğinden yükleme altında oluşacak hasarda önemli bir rol oynadığı göz ardı edilmemelidir^{71, 80}.

2.9.1. Hasar Tipleri

Günümüzde tam-seramik kronların ömrü arzu edilenden daha kısadır ve kaplama seramiği ya da kor seramiğinden herhangi birinde gelişebilecek hasar tipleri ile sınırlandırılmıştır. Bu nedenle oluşabilecek hasar tiplerinin iyi anlaşılması önemlidir⁷⁹.

Tam-seramik düzlemlere küresel bir indentör ile yük uygulanması sonucu, üç ana hasar tipi meydana gelir^{36, 40, 71, 81}.

1. Konik çatlak; yüzey üstünde hemen contağın dışında yer alır.
2. Kuasi-plastik çöküntü alanları; çöküntü alanı şeklinde contağın hemen altında yer alır.
3. Radyal çatlaklar; en alt katmanda, contağın direkt altında yer alır.

2.9.1.1. Konik Çatlak

Konik çatlaklar küresel indentasyonun karakteristiği ve stabil kırık sistemlerinin temel örneğidir. Bu tip kırılmalar çekme stresinin maksimum olduğu temas halkasının dış yüzünden başlar. Yeterli büyüklükteki indentasyon yükünde, çekme stresi yüzeydeki mevcut bir mikro contağın çoğalmasına sebep olabilir. Seramik yüzeyindeki mevcut mikro çatlaklar, sadece birkaç mikron uzunluğunda ve angström genişliğinde olduğundan gözle görülemezler. Mikro çatlaklar, Hertzian kırığında ortaya çıkan çatlak büyümesi için başlama merkezi gibi etki ederek temel bir görev üstlenir. Yükleme devam ettikçe çekme stresleri yönünde başlangıç contağı derinleşir ve konik çatlak oluşur^{21, 70, 72, 82, 83}.

Konik çatlakların oluşumundaki önemli faktörlerden bir tanesi test ortamı, özellikle de suyun varlığıdır. Daha önceki çalışmacılar, sabit bir yük altında camda yeni oluşan çatlakların önce azalan hızda fakat stabil bir biçimde genişlediğini görmüşlerdir. Bu durum daha sonra geleneksel çatlak hız kanunlarıyla uyumlu olarak yeniden test edilmiştir. Yapılan testlerde, sabit yükleme hızında çatlak oluşumu için gerekli herhangi bir zamanda, kritik yükün artan su içeriğiyle ve artan sıcaklıkla birlikte azaldığı gözlemlenmiş ve nemin çatlak başlangıcında oldukça önemli bir role sahip olduğu anlaşılmıştır⁴².

Konik çatlamanın baskılanmasıyla beraber sert seramiklerde, kuasi-plastiklik için eğilim not edilir. Bunun iki sebebi vardır: Kaba mikro yapılar, yüzey çatlaklarını zayıf iç yüzeyler boyunca, çekme stresinin yörüngelerinden temas alanlarındaki baskı bölgelerinin içine, daha ileriye saptırır. Temas altında çöküntünün başlangıcı, temas çevresindeki çekme stresini hafifletir ve yeniden dağıtır⁴².

2.9.1.2. Kuasi-plastik Çöküntü Alanları

Küresel indentasyonun bir karakteristiği olarak bilinen konik çatlağı oluşturacak baskı streslerinin daha üstündeki streslerde mikro çatlak alanları oluşabilir. Bu hasar tipinde, materyal kuasi-plastik davranış sergiler ve elastik olmayan bir deformasyon meydana gelir⁸².

Kuasiplastik hasarlar yüzey altında bir bölgede gelişir ve bu hasar tipinin yapısal seramiklerdeki gren sınırları arasında oluşan kaymalardan kaynaklandığına inanılır. Hertzian temasına yakın temas alanında oluşan maksimum makaslama stresleri, maddenin plastik deformasyonu için gerekli akma noktasını doğuran stresin yarısını aşarsa kuasi-plastik çökme olayı tetiklenir^{39, 71, 83}.

Materyallerin mikro yapıları büyük oranda uzatılmış grenler içerir. Yapıdaki bu grenler daha sonra birbiri ile köprüler yapan çatlakların oluşumunu tetikler ve bu birleşim materyalin çatlak uzunluğu arttıkça artan *R* eğrisine sahip olmasına neden olur. Bir başka deyişle, bu materyaller uzun çatlak tokluğu ve temas hasar direnci gösterirler. Eğer bir materyal indentasyon altında bütünüyle lineer bir ilişki gösteriyorsa, bu materyal tam bir elastik materyaldir ve indentasyona karşı yalnızca elastik bir cevap verir. Kuasiplastik bir materyal ise stres/gerinim eğrisinde lineer olmayan bir ilişki sergiler. Kaba grenli seramiklerde ve cam-infiltrate edilmiş alüminöz ve zirkonyum oksit içerikli seramiklerde, indentör altında kuasi-plastik çöküntü alanları meydana gelebilir³⁹.

2.9.1.3. Radyal Çatlak

İndentör altındaki yakın temas alanında, Hertzian stresleri ile birlikte seramik tabakanın alt yarısında oluşan bükülme ve çekme stresleri, daha sonra simantasyon yüzeyinde radyal çatlak başlangıcını tetikler⁴⁸.

Radyal çatlak, yüzeyin en üstünde biriken yükün meydana getirdiği bükülmeden dolayı üst tabakada oluşur ve tam-seramik restorasyonların ömrü için en zararlı kırık tipi olarak açıklanmaktadır⁷⁹.

Radyal çatlaklar, özellikle ince tabakalı sistemlerde nispeten daha düşük yüklemelerde oluşabilmesi ve hızlı bir yayılım göstererek kırığa dönüşmesi sebebi ile başarısızlık oluşumunda önemli bir faktördür. Oluşan çatlaklar genişleyebilir ve üst yüzeylere ulaşan ilave çatlaklara neden olabilir⁸⁴.

Radyal çatlakları bu denli kötü kılan etken ise opak dental materyallerde kırılma noktasının altında kalarak olağan yüzey muayenesinde ya da saydam bir obje ise yüzey altı muayenesinde saptanmasının zor olmasıdır. Bu nedenle modellemelerin şeffaf tabakalar ile yapılması materyallerin gelişimi açısından daha avantajlıdır^{47, 81}.

2.9.2. Mikro Yapının Hasar Modları Üzerine Olan Etkisi

Herhangi bir materyalde baskın hasar modu, materyalin mikro yapısı tarafından belirlenir. İnce mikro yapıda ve minimal içsel zayıflık varlığında makroskobik çatlaklara eğilim olur. Kaba mikro yapıda ve güçlendirilmiş içsel zayıflık varlığında ise kuasiplastik bölgelerin sergilenmesine eğilim gözlemlenir. Her iki çatlak ve kuasiplastik çöküntü, restoratif malzemelerin klinik ömrünü kısıtlamaktadır^{24, 37, 78, 85}.

Genellikle tam-seramik restorasyon ince olduğunda, radyal çatlak; kalın olduğunda, konik çatlak ya da kuasi-plastik çöküntü alanların meydana geldiği görülse de çatlak oluşumları farklı şartlarda birbirlerine baskın hale gelebilir^{71,86}.

1. Yükleme hızı: İndentasyon hızının küçük ya da büyük olması
2. Yükleme tipi: Yüklemenin monotonik ya da periyodik olması
3. Çevre şartları: İndentasyon alanının kuru ya da nemli oluşu
4. Kürenin çapı: İndentörün künt ya da keskin tipte olması
5. Materyal tipi: Materyali oluşturan yapıların elastiklik modülleri arasındaki büyük farklılıklar.

2.9.3. Hasarın Saptanması

Uğuz'un⁸⁷ belirttiğine göre 7 tip çatlak belirleme yöntemi vardır:

1. Görsel: Büyüteç, düşük büyütme mikroskop, lambalar ve aynalar yardımı ile çıplak gözle izleme prensibine dayalıdır. Kolay erişebilir bölgelerde uygulanabilir. Küçük çatlakların saptanması deneyim gerektirir.

2. Penetran: Renkli bir sıvı (penetran) malzeme üzerine sürülür ve sıvının çatlakların içine nüfuz etmesi sağlanır. Yüzeydeki penetran silinir ve üzerine belirteç dökülür. Çatlak içinde kalan penetran belirteç tarafından emilir ve renkli bir çizgi halinde görünür. Kolay erişebilir bölgelerde uygulanabilir. Hassasiyeti görsel muayene ile aynıdır.

3. Manyetik Toz: Demir tozu içeren flüoresan bir sıvı incelenen parçaya sürülür. Parça güçlü bir manyetik alana sokulur ve mor-ötesi ışıkla incelenir. Çatlakta manyetik alan çizgileri dağınık görünür. Sadece manyetik malzemelerde kullanılabilir. Parçalar sökülüp özel bir kabin içerisinde incelenmelidir. Tüm çentik ve düzensizlikler görülebilir. Hassas bir yöntemdir.

4. Girdap Akımları: Bir bobinle malzemeye Eddy akımları uygulanır. Bir çatlak varlığı durumunda endüksiyon değişir. Ucuz ve uygulanması kolaydır. Bobinler deliklere girebilecek kadar küçük yapılabilir. Hassas bir yöntemdir. Ancak hata yapısı ve boyutu hakkında çok az bilgi verir veya hiç bilgi vermez.

5. Akustik Yayınım: Çatlak ucundaki plastik deformasyon ve çatlak ilerlemesi sonucu malzeme içindeki gerilme dalgalarının yayınımını ölçme yöntemidir. Malzeme yük altında iken ölçüm yapılır. Sürekli gözlem mümkündür. Ancak donanım pahalıdır ve sinyallerin yorumlanması zordur.

6. X-ışınları: Portatif bir X-ışını tüpünden çıkan X-ışınları, yapı içerisinden geçerek bir film üzerinde tutulur. Çevresindeki malzemeden daha az X-ışını emen çatlaklar film üzerinde siyah çizgiler halinde görünür. Çok hassas bir yöntem olmasına rağmen kalın yapılarda küçük çatlakların saptanması güçtür.

7. Ultrasonik: Piyezoelektrik bir kristal, malzeme içine yüksek frekanslı ses dalgası gönderir. Dalga, kenarlardan ve çatlaklardan geri yansır. Giren ve yansıyan dalgalar bir osiloskoptan izlenir. Giren ve yansıyan dalga arasındaki uzaklık çatlağın yerini belirtir. Dalganın yönü değiştiğinde çatlaktan gelen yansımalar yok olur. Çatlağın yapısı ve boyunu saptamak güçtür.

Son yıllarda “Bağlı Arayüz Tekniği” (Bonded Interface Technique) adı verilen seramik yapıların yerinde gözlenebilmesine yönelik yeni bir metot geliştirilmiştir. Bu yöntem ile şeffaf malzemelerden oluşmuş katmanlarda çatlak başlangıcı ve çoğalması takip edilebilmektedir. Tabakalar birbirlerine yapışık olduğundan hem en alttaki şeffaf altyapı hem de seramik yapıya doğru incelenebilmektedir⁵⁵.

2.10. Bağlı Arayüz Tekniği (Bonded Interface Technique)

Materyallerin yüzey-altı hasarlarının analiz edilmesi, deformasyon mekaniğinin anlaşılması için önemlidir. Tam-seramik sistemler gibi sert ve kırılğan materyaller için kesit alanının görüntüsünün incelenmesi zaman alıcı ve uygulanması güç bir tekniktir⁸⁸.

İlk olarak Mulhearn tarafından metallerin yüzey-altı hasar morfolojilerinde detaylı bilgi edinebilmek için geliştirilen bağlı arayüz modeli, son yıllarda seramik malzemeler için de kullanılmaktadır²¹.

Bağlı arayüz tekniğinde, yüzey ve yüzey-altı hasarlar, yüzeyleri parlatılmış iki adet yarım parçanın 10µm'den daha ince bir yapışkan ile birbirlerine bağlanması ile saptanır. Parçalar birbirlerine yapıştırılmadan önce alt ve üst yüzeyler paralel hale getirilir. Daha sonra karşıt yüzeyler 1µm kadar parlatılır ve bir yapışkan yardımı ile bir araya getirilerek 24 saat süre ile birbirlerine kenetlenir. Bu işlem, yüzeyler arasındaki yapışkan kalınlığının 10µm'den daha az olmasını sağlar. Böylelikle bütünlüğün kaybının indentasyondaki rolü azamiye indirgenir. Dikey yüz de parlatıldıktan sonra, indentasyon işlemine geçilir. Uygulama esnasında örneklerin birbirinden ayrılmasını engellemek için kenetlenme işlemine devam edilir^{39, 89}.

2.11. Stres

Stres, bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cismin içyapısında oluşan cevaptır. Bir diğer deyişle, dış kuvvetlere karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete denir¹⁷.

Herhangi bir yön ve büyüklükte uygulanan dış kuvvetler, cisim içinde farklı tiplerde streslerin oluşmasına neden olur. Bu streslerden dış hekimliği açısından en önemlileri şunlardır³

1. Basma Stresi: Bir cismi sıkıştırmak ya da kısaltmak amacıyla uygulanan yüke karşı cismin içinde oluşan dirençtir.
2. Makaslama Stresi: Tork hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı oluşan dirençtir.
3. Çekme Stresi: Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşturduğu dirençtir.
4. von Mises Stres: von Mises stresi, çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanır. von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır.

Seramiklerin kullanımında şüpheye zemin hazırlayacak en önemli unsur bu materyallerin kırılğan yapılarıdır. Bu dezavantaj, özellikle seramiğin yapısında bulunan doğal çatlakların ve bu çatlaklar ile aynı bölgede biriken çekme streslerinin varlığında baskın hale gelir³.

Seramiklerde gözlemlenen farklı stres tipleri, hasar modunu belirleyen bir faktördür. Konik çatlaklar ve kuasi-plastik deformasyon, temas alanına yakın yerlerde, öncelikle çekme; ikincil olarak da makaslama stresleri nedeniyle ortaya çıkarken radyal çatlaklar ince tabakalarda, bükülme benzeri stres alanlarının olduğu bölgelerde daha kolaylıkla oluşur^{55, 81}.

Fonksiyon altındaki bir tam-seramik restorasyonun bünyesinde oluşan stres durumu ile ilişkili etkin faktörler şu şekilde özetlenebilir³⁵:

1. Seramik tabakaların kalınlığı

2. Her seramik tabakasının mekanik özellikleri
3. Destekleyici alt tabaka materyalinin elastiklik modülü
4. Uygulanan kuvvetin yönü, büyüklüğü ve sıklığı
5. Oklüzal temas bölgelerinin boyutu ve lokalizasyonu
6. Yapım aşamasında tetiklenen artık stresler
7. Restorasyon ve siman bağlantı yüzeyi arasındaki defektler
8. Çevresel etkiler

2.11.1. Temas Stres Alanları

Herhangi bir indentasyon tipinde indentasyonun hemen altında ve çevresinde neler olduğunu anlamak için indentasyon ile ilişkili stres alanlarının bilinmesi gerekir. İndentasyon ile ilişkili çatlaklar göz önünde bulundurulduğunda, en önemli streslerin çekme stresleri olduğu görülmüştür. İndentasyonun çevresindeki stresin çekme bileşenlerine bakıldığında keskin köşelerde (stres odakları) ve yakın temas bölgelerinde yüksek stres alanlarının varlığı tespit edilmiştir. Bu bölgeler çoğunlukla çatlakların başladığı bölgelerdir. İndentasyonun hemen altındaki alanlar ise yüksek baskı stres alanlarını oluşturur. Zayıf ara yüzeyleri olan seramik materyaller veya bazı camlar gibi baskı stresleri altında yoğunlaşan materyaller için bu çok önemli bir veridir. Ayrıca olası stres yoğunluğunun Hertzian indentasyonunun uygulanacağı örneklerin sınırları içinde kalması için gerekli boyut ölçüleri aşağıdaki formül ile saptanabilmektedir^{39, 46,76}.

$$5a \leq \frac{1}{2} d, 5a \leq R$$

a: Temas çemberinin çapı

d: Örneğin kalınlığı

R: Örneğin çapı

2.12. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulamalar esnasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek amacıyla çeşitli kuvvet analizleri yapılır⁹⁰.

Diş hekimliğinde kullanılmakta olan stres dağılımı saptama yöntemleri;

1. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Halografik interferometre analiz yöntemi,
4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi,
5. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemidir.²¹

2.12.1 Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analiz

İlk olarak 1956 yılında uçak yapılarının incelenmesi için kullanılan sonlu elemanlar yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak, analitik şekilde model elde edilmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır^{91, 92}.

Noonan'ın gümüş amalgam ile yaptığı dolguların merkezine kuvvet uygulayarak stres dağılımını incelediği çalışması, diş hekimliğinde sonlu elemanlar kuvvet analizi ile yapılan ilk çalışma olma özelliğini taşır. Son yıllarda restoratif materyallerdeki ilerlemeler, dental restorasyonların dayanımlarını saptamak üzere sonlu elemanlar yönteminin kullanımını, diş hekimliği açısından daha da önemli kılmıştır. Bu yöntem sayesinde pek çok uygulamanın veya klinik yöntemin karşılaştırmalı sonuçları sanal ortamda taklit edilebilmesi, diş hekimliğinde kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerinin belirlenmesi ve geliştirilmesi açısından önemli kazanımlar sağlanmıştır^{11, 93, 94}.

Sonlu elemanlar yöntemi, klasik analitik metotlar ile çözülmesi oldukça zor kompleks geometrilerin ya da problemlerin çözümlenmesi için oluşturulmuş sayısal bir prosedürdür. Bu yöntem ile çok karışık yapıdaki şekiller, cebirsel denklemlerin uygulanabildiği basit şekillerin düzenlenmesi ile bir, iki veya üç boyutlu olarak modellenip analiz edilebilir. Yapılan bu modellemenin detayları "mesh" denen birimler ile oluşturulur. Daha sonra bu basit şekiller ya da elemanlar birleştirilir ve bir grup halinde hesaplamalar yapılır. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için modelleme sırasında eleman sayısı çoğaltılabilir. Böylece modellenmek istenen karışık şeklin belirli bir uyarana karşı bir bütün olarak vereceği olası tepki belirlenmeye çalışılır. Sonlu elemanlar yöntemi günümüzde yalnızca yapı ya da stres problemleri için değil; ısı, lubrikasyon, elektrik ve manyetik kaynaklı pek çok problemin çözümünde de kullanılmaktadır^{39, 95}.

Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak tam-seramiklerle ilgili termomekanik özellikler, partikül çaplarının dayanıklılık üzerindeki etkisi, temas problemleri, artık streslerin tayini, laboratuvar işlemlerinin etkileri gibi seramiklerin klinik ömrünü belirleyen pek çok konu analiz edilebilir. Bunun dışında, seramik yapılarda indentasyon ile ortaya çıkan stres/gerinim cevabının açıklanabilmesi için temas işlemlerinin sayısal modellemesi yoluna başvurulur ve sonlu elemanlar yöntemi bu alanda da sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir^{42, 96, 97}.

Modeldeki stresleri ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar⁹⁰:

1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı
2. Her bir düğüm noktası ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi
3. Her bir eleman ile ilgili olarak materyallerin elastiklik modülü ve poisson oranı
4. Her bir düğüm noktasının koordinatları
5. Sınır şartları tipi
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi

Bugün kullandığımız sonlu elemanlar analiz programları temelde benzemekle birlikte fonksiyon açısından birbirlerinden farklılıkları olabilir. Dış hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar analizlerinde sıklıkla kullanılan programlar ANSYS, SAP 80, SAP 86, Sap 90, I-DEANS, NASTRAN, PAFEC 75, MARC VE PATRAN'dır⁹⁰.

2.12.2 Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları^{91,92}

98

1. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılara kolaylıkla uygulanabilmesi
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilmesi
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılarak, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmadan, oluşturacağımız yapının matematiksel özellikleriyle mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi
4. Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde analiz edilebilmesidir.

2.12.3. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları^{91,92, 98}

1. Benzeşim modeli elde edilen yapıların izotropik, homojenik ve doğrusal elastiklik gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan daha çok dinamik yükler altındadır. Yapılan analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alabilir, ancak işlemler hem daha uzun sürer hem de karmaşık bir hal alabilir.
2. Yöntemin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu için, malzeme özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayanmasından dolayı çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir.

2.13. Konuyla İlgili Temel Kavramlar⁹⁹

a) Elastiklik Modülü: Gerilmenin gerinime oranıdır. Gerilme-gerinim eğrisinin doğrusal kısmındaki gerilme/gerinim oranı maddenin katılığını gösterir. Her cins materyal için ayırıcı özelliktir. Young modülü olarak da bilinir.

b) Poisson Oranı: Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan her cisim, diğer yönde de aynı tür bir değişime uğrar. Yan yöndeki birim deformasyonun, dikey yöndeki deformasyona olan oranıdır. Bütün materyaller için 0 ile 0,5 arasında değişen materyale bağlı ayırıcı bir özelliktir.

c) Gerinim (Strain): Cisimler uygulanan kuvvetler altında şekil değişimine uğrar. Uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa bölünmesiyle elde edilir. Kısaca birim boyut başına uzunluk değişimidir. Gerinim, elastik veya plastik şekilde olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdürken plastik gerinim geri dönüşümsüzdür. Plastik gerinim durumunda kırılma meydana gelir.

d) Elastik Deformasyon: Malzemeye uygulanan kuvvet ile o kuvvetin meydana getirdiği boy değişiminin doğru orantılı olduğu deformasyondur.

e) Plastik Deformasyon: Bir malzemeye elastik limit değerinin üzerinde bir kuvvet uygulandığında meydana gelen kalıcı uzamaya (inelastik uzama) denir. Plastik deformasyon, elastik sınırı aşan gerilmenin malzemeye verdiği kalıcı şekil değiştirmedir. Plastik şekil değiştirme, malzeme içindeki atomların kalıcı olarak yer değiştirmesi sonucudur ve dolayısı ile elastik şekil değiştirmeden farklıdır.

f) Süneklik: Çekme gerilmesi altındaki malzemenin kırılmadan önceki kalıcı (plastik) deformasyon yapabilme özelliğidir. Sünekliğin ölçüsü olarak genellikle yüzde uzaması ya da yüzde kesit daralması kullanılır. Ancak çekme sonucunda meydana gelen uzama üniform olmayıp kopma noktasında yoğunlaşır. Bu nedenle süneklik ölçüsü olarak daha çok yüzde kesit daralması tercih edilir.

g) Tokluk: Bir materyalin plastik deformasyonu sırasında, kırılmadan önce absorbe edebildiği enerji miktarıdır. Tokluk, gerilme-uzama eğrisi altında kalan alan olarak ifade edilir.

3.GEREÇ ve YÖNTEM

Bu in vitro çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Temel Bilimler Patoloji Bilim Dalı Laboratuvarı, İleri Malzeme ve Boya Araştırma Merkezi, BİAS Mühendislik Limited Şirketi ve Özdemir Diş Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada; protetik tedavilerde yaygın kullanılan bazı tam-seramik sistemlerinin dentini taklit eden dental kompozitlere iki farklı kalınlıkta yapıştırılarak Hertzian İndentasyonu uygulandığında, kuvvet yüklemesine karşı verdikleri hasar cevabının (kırılma şekli, stres yoğunlukları) incelenmesi amaçlanmıştır (Tablo 1).

Tablo 1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan dental malzemeler

Ürün	Cinsi	İçeriği	Üretici Firma
Empress II	Tam-seramik sistemi	Lityum-disilikat	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
In-Ceram Alumina	Tam-seramik sistemi	Alüminyum oksit	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany
IPS d.Sign	Kaplama seramiği	Feldspatik	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
Vitadur Alpha	Kaplama seramiği	Feldspatik	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany
Rely X ARC	Rezin siman seti	BisGMA TEGDMA	3M ESPE, St Paul, MN, USA
Filtek Z250	Dental kompozit dolgu materyali	BisGMA UDMA ve BisEMA	3M ESPE, Seefeld, Germany

IPS Empress II sistemi tek tabaka ve çift tabaka olmak üzere iki gruba ayrılırken, In-Ceram Alumina sistemi sadece çift tabaka olarak

düşünülmüş ve toplamda üç grup altında Hertzan İndentasyonu yapılmıştır.

Üç deney grubu kendi içinde 50µm ve 300µm siman tabakası kalınlığına göre iki gruba ayrılmıştır ve sonuç itibari ile altı adet alt grup elde edilmiştir (Tablo 2).

Tablo 2: Örnek grupları ve Seramik kalınlıkları

Gruplar	Kor Seramiği	Kor Seramiği Kalınlığı	Kaplama Seramiği	Kaplama Seramiği Kalınlığı	Tam-seramik kalınlığı	Örnek Adedi
1. Grup (Siman tabakası 0,05mm)	Empress II(tek tabaka)	2mm	Yok	Yok	2mm	10
	Empress II(çift tabaka)	1mm	IPS d.Sign	1mm	2mm	10
	In-Ceram Alumina (çift tabaka)	1mm	Vitadur Alpha	1mm	2mm	10
2. Grup (Siman tabakası 0,3mm)	Empress II(tek tabaka)	2mm	Yok	Yok	2mm	10
	Empress II(çift tabaka)	1mm	IPS d.Sign	1mm	2mm	10
	In-Ceram Alumina(çift tabaka)	1mm	Vitadur Alpha	1mm	2mm	10

Her bir deney grubundan 20'şer adet olmak üzere toplam 60 adet seramik örnek hazırlanmıştır (Resim 1).



Resim 1. A: In-Ceram Alumina, B: Empress II çift tabakalı, C: Empress II tek tabakalı örnekler.

3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

Test örnekleri 10mm çapında disk şeklindeki üç katmanda hazırlandı. En üst katman 2mm kalınlığındaki tam-seramiği, en alt tabaka 2mm kalınlığındaki dental kompoziti ve orta katman ise her iki katmanı bir arada tutan 50 ve 300µm kalınlığında değişen rezin simanı temsil etti.

3.1.1. Tam-Seramik Örneklerin Hazırlanması

a) IPS Empress II (Tek Tabaka) Örnekler

Örneklerin hazırlanmasında 10mm çapında, özel bir vida sistemi ile dönebilen standardize edilmiş poliasetatattan bir kalıp kullanıldı (Resim 2).



Resim 2. Poliasetat kalıp



Resim 3. Kalıbın kalibrasyonu



Resim 4. Hazırlanan mum örnek

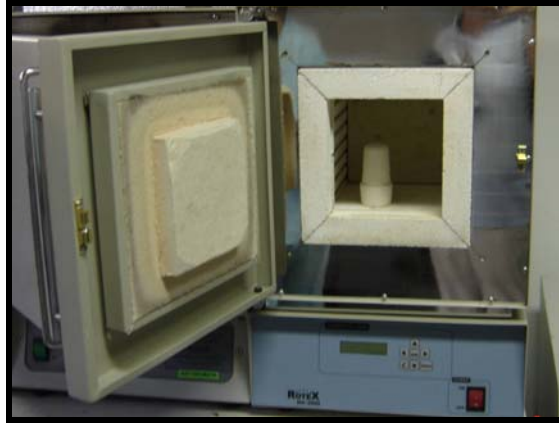
Empress II (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) tek tabaka örneklerin hazırlanması için 10mm çapında yuvası olan özel örnek kalıbının kalınlık değeri 2mm'ye ayarlandı(Resim 3). Mum örnekler özel kalıp içine damlatılarak elde edildi (Resim 4). Hazırlanan mum örnekler özel bir rövetman (PressVEST Speed, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak manşete alındı ve sertleşmeye bırakıldı (Resim 5,6). Mumların eritilmesi için manşetler ön ısıtma fırınında 10 dakika bekletildi (Resim 7). Oda ısısında soğuyan rövetman 850°C'de 1 saat süre ile ısı-basınç fırını (EP 600, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) içine ısıtıldı (Resim 8). Bir saatin sonunda, 920° derece sıcaklıkta 20 bar piston basıncında cam-seramik ingot (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) 20 dakika süresince kalıp içerisine baskılandı (Resim9). Oda ısısında soğumaya bırakıldıktan sonra döküm örnekler, 125µm büyüklüğündeki alüminyum tozu ile ilk etapta 4 bar basınçla manşet üzerine püskürtüldü. Seramik örnekler doğru yaklaşıldığında, basınç 2,5 bara düşürüldü ve 50µmlik alüminyum oksit kumu ile kumlandı. Tijlerin elmas disk ile kesilmesini örneklerin yüzeyinde aşındırma ve bitirme işlemleri izledi. Bu amaçla orta grenli elmas frez ve ön bitirme için beyaz lastikler kullanıldı. Distile su ile temizlenen ve daha sonra kurutulan örnekler glaze işlemine hazır hale getirildi. IPS Empress glaze pastası ve likidi, cam üzerinde, ince bir fırça yardımı ile yavaşça karıştırıldı. Homojen hale gelen glaze materyali örnek yüzeyine ince bir fırça yardımı ile sürüldü. 403°C'deki fırınına (Progomat P90 Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilen örnekler fırın içindeki sıcaklığın 780°C ulaştığı sıcaklıkta fırından çıkartıldı (Resim 10).



Resim 5. Özel rövetman



Resim 6. Örneklerin manşete alınması



Resim 7. Mum atımı için manşetin fırına yerleştirilmesi



Resim 8. EP 600 ısı-basınç fırını



Resim 9. İngotlar



Resim 10. Bitmiş Empress II tek tabakalı örnekler

b) IPS Empress II (Çift Tabaka) Örnekler

Empress II (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) çift tabaka örneklerdeki kor yapının hazırlanmasında, Empress II tek tabaka örneklerin yapımından farklı olarak kor kalınlığı için gerekli 2mm değeri 1mm kalınlığa indirilerek mum örnekler hazırlandı. Mum örneklerin hazırlanmasından sonraki aşamalar aynen yukarıda anlatıldığı teknikler ile belirtilen sırada gerçekleştirildi.

Kaplama seramiğinin 1mm kalınlığındaki kor seramiği üzerinde 1mm kalınlıkta ve disk şeklinde hazırlayabilmek için 2mm kalınlığında ve 10mm çapındaki plastik contalardan (Rakor Conta, Karel Vida, İstanbul, Türkiye) yararlanıldı. Plastik contalar iki parçaya ayrıldı ve parçalar bir araya getirilerek kor seramiği üzerinde 1mm kalınlığında kaplama seramiği tabakalandı (Resim11). Kaplama seramiğinin kor seramiği üzerine tabakalanması için hidroksil apatit içeren kristalleri içeren dentin seramik tozu (IPS Empress II, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ve özel likidi ile karıştırılarak hamur kıvamına getirildi. 1mm kalınlığındaki kor yapıların üzerine fırça yardımı ile 1mm kalınlığında tabakalandı. Seramik hamurunun pişirilmesi için 403°C'deki özel fırın içerisine yerleştirilerek 4 dakikada 830°C sıcaklığa çıkması beklenildi (Resim 12,13). Bu sıcaklık değerinde iki dakika süresince vakum uygulamaksızın bekletildi. Fırından çıkarılan örneklerin tesviyesi sonucunda glaze işlemi için tekrar fırına yerleştirildi (Resim 14).



Resim 11. Kaplama seramiğinin standart yerleştirilmesi için modifiye edilen kalıplar.



Resim 12. 403°C'deki Proqramat P90 fırını



Resim 13. IPS kaplama seramiği



Resim 14. Bitmiş Empress II çift tabakalı örnekler

c) In-Ceram Alumina Örnekler:

Empress II örneklerin hazırlanmasında kullanılan özel kalıp yardımı ile 10mm çapında ve 2,2mm kalınlığında mum örnekler hazırlandı. Ancak hazırlanan mum örnekler Empress II örneklerin imalatında olduğu gibi manşet içerisine alınmadı. Fosfat bağlı 20gr rövetman (Vita In-Ceram Spezialgips, Bad Sackingen, Germany) 4,6gr su ile karıştırılarak plastik bir kutunun içine döküldü (Resim 15). Akışkan kıvamdaki rövetmanın içine mum örnekler üst yüzeyi açıkta kalacak şekilde yerleştirildi (Resim 16). Rövetmanın sertleşmesi için iki saat beklendi. Sürenin sonunda sıcak su yardımı ile mum örnekler eritildi. Sonuçta istenilen ölçülerde negatif disk boşluklarının elde edildi (Resim 17).



Resim 15. Vita In-Ceram Spezialgips özel rövetman



Resim 16. Mum örneğin rövetman içine gömülmesi



Resim 17. Rövetman tabla içindeki negatif boşluk



Resim 18. Vitasonic II karıştırıcı



Resim 19. Vita In-Ceram 3 fırını



Resim 20. Bitmiş kor yapı

In-Ceram Alumina tozu imalatçı firmanın önerileri doğrultusunda cam tüp içerisinde cam spatül ile Vitasonic II (Vita, Bad Sackingen, Germany) cihazı içinde 10 dakika karıştırıldı (Resim 18). Daha sonra elde edilen karışım plastik bir tüp içine nakledildi. Karışım rövetman

tabla üzerindeki boşluklara fırça yardımı ile tabakalar halinde yerleştirildi. Bu aşamada işlenen modelasyonlar normal boyutlarından biraz kalın işlendi. Her bir tabaka için aynı işlem uygulandı.

Rövetman model üzerinde yerleştirilen In-Ceram Alumina seramiği firmanın kendi ürettiği fırına (Vita In-Ceramat 3, Bad Sackingen, Germany) nakledilerek örnekler burada 6 saat 120 °C'de bekletildi (Resim 19). Daha sonra ısı dakikada 8,33°C olacak şekilde 1120°C'e çıkartıldı ve bu ısıda 2 saat bekletildikten sonra ve 400°C'ye inene kadar fırın içerisinde tutuldu. Böylelikle Al₂O₃ kristallerinin birbiri ile kaynaştırılması sağlandı. Bu safhada beyaz ve pöröz bir yapıda olup kırılgan karakterde idi. Örnekler üzerinde tüm düzeltme işlemleri elmas frez yardımı ile bu safhada yapıldı. 6 atmosfer basınç altında 30 ile 50 mikronluk alüminyum oksit kumlama ile örnekler, üstündeki artıklar arındırıldı (Resim20).

İkinci aşamada cam infiltrasyonu örnekler üzerine cam materyali uygulanarak fırın içerisine tekrar yerleştirildi ve 1100°C de 8 saat bekletildi. Daha sonra 960°C'de içindeki fazla camı atması için 10 dakika süre ile oksit programında fırına yerleştirilerek işlem tamamlandı.

Konvansiyonel yöntemler ile kaplama seramiği (Vitadur Alpha, Bad Sackingen, Germany) plastik contalar yardımı kullanılarak yerleştirildi (Resim 21). Son tesviye işleminden sonra üretici firmanın önerisi doğrultusunda 4 dakikalık ön kurutma işleminden sonra 600 °C'de bekleyen fırın (Vita Vakumat 2500, Bad Sackingen, Germany) içerisinde ön kurutma işleminden hemen sonra fırın 3 dakikada 107 °C ısı artışı ile 920 °C yükseltildi (Resim 22). Bu ısıda 1 dakika bekleyen seramik örnekler 5 dakikalık soğutma işleminden sonra fırından alındı ve glaze materyali (Fluid&Glaze Vita Akzent, Bad Sackingen, Germany) sürüldükten sonra son fırınlama ile işlem tamamlandı (Resim 23).



Resim 21. Vitadur Alpha kaplama seramiği



Resim 22. Vita Vakumat 2500 fırını



Resim 23. Bitmiş kaplama seramiği çift tabakalı örnekler

3.1.2 Dental Kompozit Örneklerin Hazırlanması

İnsan dentininin elastiklik modülüne en yakın bir dental kompozit olan Filtek Z250 (3M ESPE, Seefeld, Germany) seramik örnekleri desteklemek amacıyla seçildi. Disk şeklinde hazırlanacak olan kompozit örnekler, iç çapı 10mm ve kalınlığı 2 mm olan plastik kalıplar içerisine hava kabarcığı bırakmaksızın tepildi. İçi kompozit ile dolu plastik kalıplar iki adet siman camı arasına yerleştirilerek örneklerin üzerine gelmeyecek şekilde iki adet klemp (TorQ, İthalatçı Firma: Koçtaş Yapı Marketleri Tic A.Ş., İstanbul, Türkiye) ile hermetik kuvvet uygulandı (Resim 24). Hiçbir hava boşluğu ya da eksik kompozit bırakılmadığı görsel olarak tespit edildikten sonra siman camın üstünden kompozit kütleye dik olacak şekilde 30 saniye süre ile halojen ışın cihazı(Hilux, Benlioğlu, Ankara, Türkiye) yardımı ile kompozitin polimerizasyonu sağlandı. Bu uygulamalar 60 adet örnek için tekrarlanarak 10mm çapında 2mm kalınlığında dentini taklit edecek olan nispi yumuşaklıkta alt tabakalar hazırlandı (Resim 25).



Resim 24. Z250 dental kompozitler üzerine, kalıpların arasında hermetik kuvvetin uygulanışı



Resim 25. Dental kompozit tabakanın hazırlanmış hali

3.1.3. Tam-Seramik Sistemleri ile Dental Kompozitlerin Yapıştırılması

Tam-seramikler ile dental kompozitlerin yapıştırılması için rezin siman (Rely X ARC, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) kullanıldı.

İki adet siman camı 8x6 ebatlarında hazırlandı. Siman camları üzerine sabit kalem ile yatay yönde iki adet ve düşey yönde bir adet çizgi çizildi. Kare şeklinde bir yapışkan lastik (Tack-it, Faber-Castell, Greenmount, New Zeland) dental kompozit diskin alt yüzeyine yapıştırılarak siman camı üzerindeki çizgilerin kesişme noktalarından birine yerleştirildi (Resim 26,27). Dental kompozitin üst yüzeyine ise tam-seramik disk kompozitin üstünü kapatacak şekilde konumlandırıldı. İkinci bir yapışkan lastik en üstteki seramik diskin üzerine yapıştırıldı. Bu işlem ikinci kesişme noktasında da tekrarlandı. İkinci siman camı ise alttaki siman camı ile eş pozisyonda iken yapışkan lastiklere bağlandı. İki adet klemp ile siman camlarını üzerinden birbirlerine eşit uzaklıkta bir dakika süre ile eş zamanlı kuvvet uygulandı. Yapışkan lastiklerin hermetik olarak örneklerin üstüne yayıldığı gözlemlendikten sonra klempelerin uyguladığı kuvvet eş zamanlı kaldırıldı ve camlar birbirinden uzaklaştırıldı.



Resim 26. Yapışkan lastik



Resim 27. Kesişen çizgilere kompozit örneklerin konumlandırılması



Resim 28. Rely X ARC rezin simanı seti, Hilux ışın cihazı ve hermetik kuvvet uygulanan örnekler



Resim 29. Halojen lamba ile rezin simanın aktive edilmesi

Tam-seramik disklerin iç yüzüne silan ajanı (Rely X ceramic primer, 3M ESPE, Seefeld, Germany) bir fırça yardımı ile sürüldü. Kuru hava ile silan ajanının uygulandığı yüzey 5 saniye süre ile hafifçe kurutuldu. Silan ajanı uygulanan seramik örnekler bir kat adeziv sürüldükten sonra yapıştırma işlemine kadar ortam ışığından etkilenmemesi için kapalı bir kutu içinde muhafaza edildi.

Dental kompozit örneğin üst yüzeyine 15 saniye asit (Scotchbond acid, 3M ESPE, Seefeld, Germany) uygulandı. 10 saniye süre ile örnek yıkanarak hava ile kurutuldu. Asitlenen yüzeye bir aplikatör yardımı ile adeziv (Adper™ Single Bond, 3M ESPE, Seefeld, Germany) iki-üç kat uygulandı. Adeziv katmana 5 saniye süre ile hafifçe hava sıkıldı.

Rezin siman karıştırma kağıdı üzerine bir defa sıkıldı. Siman camına zerk edilen her iki pasta ebonit bir çubuk vasıtası ile yaklaşık 10 saniye süre ile homojenlik kazanıncaya kadar karıştırıldı. Karışım silan ajanının uygulandığı seramik iç yüzüne aktarıldı.

Her iki siman camı bir araya getirildiğinde rezin siman diskler birbirine eş pozisyonda iken, dental kompozit diskler ile tam-seramik diskler arasına yerleşmiş oldu. Klempler tekrar yerlerine yerleştirilerek kuvvet uygulandı. İşlemin beşinci dakikasında her bir örneğe 40 saniye halojen ışın cihazı ile mavi ışık tutuldu (Resim 28,29). On sekizinci dakika sonunda klempler çıkarıldı. Kalınlıklar kumpas ile ölçülerek örnek kalınlıkları doğrulandı. Böylelikle 50µm kalınlığı olan rezin siman tabakası tam-seramik diskler ile dental kompozit diskleri yapıştırmış oldu (Resim 30 ve 31).



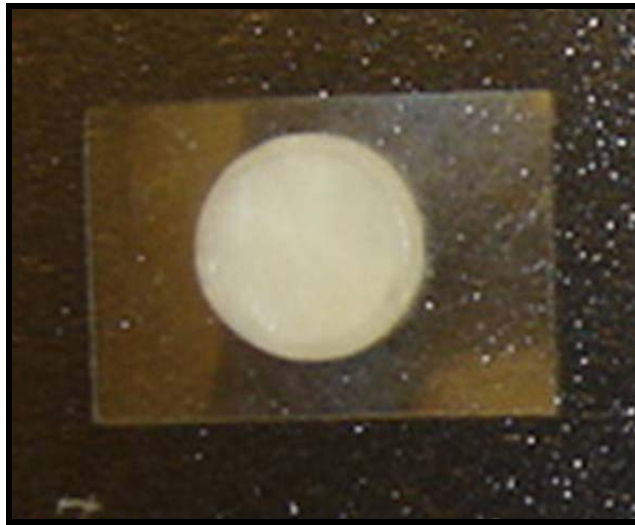
Resim 30. 50µm kalınlığında 1. grubun kumpas ile kontrolü



Resim 31. 50µm kalınlığında rezin siman ile tam-seramik ve dental kompozitin yapıştırılması

300µm kalınlıktaki rezin simanların tam-seramik ile dental kompozit diskler arasında oluşabilmesi için 250 µm kalınlığında asetat kağıdından (HP acetate paper, Huston Texas,USA) faydalanıldı. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Matbaası'nda bulunan 8mm çapındaki delgi ile asetat kağıdı üzerinde delikler açıldı.

Yukarıda açıklanan yöntem rezin simanın uygulanma aşamasına kadar tekrarlandı. Bu aşama öncesinde 8mm çapında deliği olan asetat kağıdı parçaları, boşlukları diskin merkezine gelecek şekilde yerleştirildi (Resim 32). Daha sonra yukarıda anlatılan basamaklar tekrarlanarak rezin siman uygulama işlemi tamamlandı. Kalınlıklar kumpas ile ölçülerek örnek kalınlıkları doğrulandı. Böylelikle 300µm kalınlığı olan rezin siman tabakası tam-seramik diskler ile dental kompozit diskleri yapıştırmış oldu (Resim 33,34).



Resim 32. 8mm çapındaki asetat kağıdının uygulanışı

Disklerin orta bölgesi etrafını çevreleyen asetat kağıtları bir makas yardımı ile kesilerek çıkartıldı. Rezin siman tabakası çevresindeki boşlular siman ilavesi ile dolduruldu.

Her iki grup için hazırlanan örneklerin artık rezin simanları elmas frez yardımı ile uzaklaştırıldı.



Resim 33. 300µm kalınlığında 2. grubun kumpas ile kontrolü



Resim 34. 300µm kalınlığında rezin siman ile tam-seramik ve dental kompozitin yapıştırılması

3.2. Hertzian İndentasyon Testi

Hertzian indentasyon testi, Gazi Üniversitesi İleri Malzeme ve Boya Araştırma Merkezinde bulunan özel bir yazılım programı (Trapezium 2, Shimadzu, Tokyo, Japan) ile uyumlu Autograph AG-I (Shimadzu, Tokyo, Japan) Universal test cihazı kullanılarak yapıldı (Resim 35).

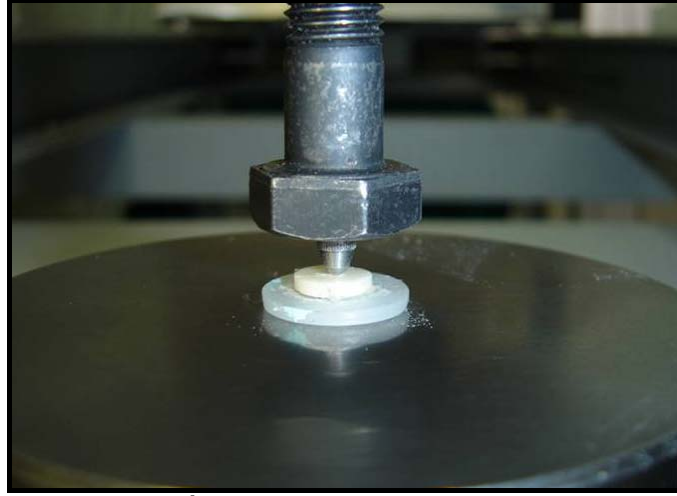
Shimadzu Autograph AG-I test cihazının dikey hareket eden parçasına tungsten karbit küre yerleştirildi. Bunun için öncelikle cihazın yivlerine uygun çapta bir vida temin edildi. Bu vidanın üstüne kılavuz yardımı ile ikinci bir yiv açılarak tungsten karbit küreyi destekleyen erkek parçanın, vidaya bağlantısı sağlandı. Vidanın test cihazına monte edilmesi ile tungsten karbit küre indirekt yol ile cihaza monte edilmiş oldu (Resim 36).



Resim 35. Shimadzu Autograph AG-I



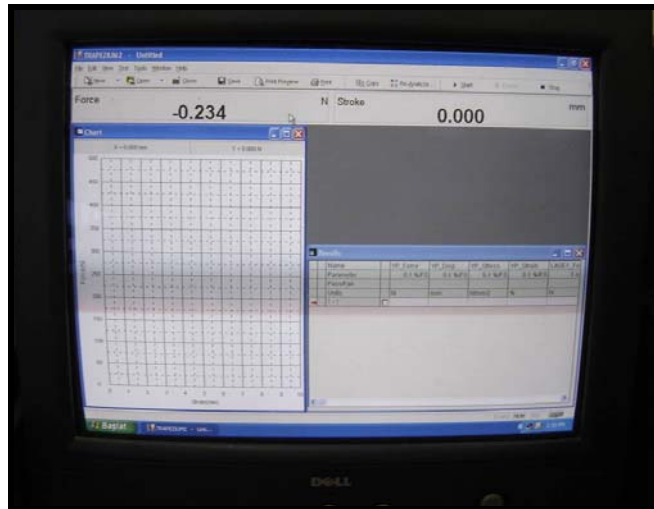
Resim 36. Tungsten karbit küre için ikinci bir vida üzerinde yiv açılması



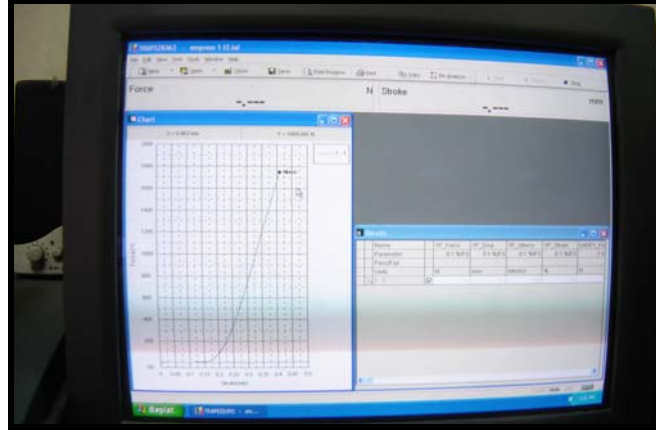
Resim 37. İki vidanın bir araya getirilerek örnek üzerine pasif yerleşimi



Resim 38. Cihazın ekranı üzerinde kalibrasyonun yapılması



Resim 39. Trapezium 2 kalibrasyonu



Resim 40. Test sonucunda grafiğin elde edilerek Excel ve PDF dosyasına dönüştürülmesi

Tam-seramik disklerin yerleşeceği bölgen yere paralel, tungsten küreye dik, düz ve sert bir zemin olarak hazırlandı. Çelik bir zemin üzerine örnek disk merkeze yerleştirildi (Resim 37).

Test işlemine başlamadan önce cihaz üzerinde konumlanmış olan ekran da cihazın kalibrasyonu yapıldı. Bu kalibrasyonda cihazın dikey hareket eden parçasının uzaysal konumu cihaz tarafından saptandı. (Resim 38) Kalibrasyon başarısını belirten sinyal sesinden sonra tungsten karbit kürenin bağlı olduğu dikey parça örnek diske temas edinceye kadar yaklaştırdı. Temas anı çok hassa bir şekilde monitör üzerindeki yükleme ekranında tespit edildi. Temas sağlandıktan sonra cihaza bağlı olan bilgisayar devreye sokuldu. Bilgisayara kayıtlı Trapezium 2 yazılım programı açıldı (Resim 39). Bu programda öncelikle test seçenekleri bölümünden istenilen test tipi belirlendi. Yaptığımız çalışma kuvvet yüklemesi olduğu için “baskı” testi seçildi. Uygulanacak olan kuvvetin hızının belirlendiği ikinci aşamaya geçildi. İstenilen grafik tipi için “x” ve “y” eksenleri saptandı ve test işlemine başlanmadan önce bilgisayarın test için kalibrasyonu yapıldı. Kalibrasyon işleminde “x” eksenini ile kuvvet “y” eksenini ile de çökme miktarı ifade edildi. Referans değerlerinin belirlendiğini işaret eden sinyal sesinden sonra mekanik test başlatıldı. Kuvvetin ve hareketin miktarları gerek bilgisayar ekranında, gerekse de cihaza bağlı monitör üzerinde eş zamanlı izlenebildi. Basma kuvveti 0,15mm/dakika hızda monotonik olarak artırıldı. Bu artış kırılma meydana gelinceye kadar devam etti ve kırılmanın olduğu anda cihaz işlemi tamamlayarak ileri yüklemeye izin vermedi. Her bir örnek için bu prosedür tek tek uygulandı ve elde edilen sonuçlar grafik, Excel verisi ve de PDF dosyası halinde bilgisayar belleğinde depolandı (Resim 40).

3.3. Bağlı Arayüz Tekniğinin Uygulaması

Hertzian indentasyonuna tabi tutulmayan her bir alt gruptan dörder örnek için “Bağlı arayüz tekniği” için hazırlandı.

Örnekler esnek bir elmas disk (Zenith Dental, Agerskov, Denmark) yardımı ile longitudinal yönde iki işit parçaya ayrıldı.(Resim 41) Ayrılan yüzeyler öncelikle ince zımpara kağıdı ile birbirine paralel yüzeyler oluşturmak için düzeltildikten sonra polisaj lastikleri ile parlatıldı. Parçalar tekrar birbiri ile uyumlu duruma getirildiği durumda siyanoakrilat (Atakan Ltd, İstanbul, Türkiye) ile sıkı sıkıya yapıştırıldı. Artık ve taşan siyanoakrilat bir frez yardımı ile örnekten uzaklaştırıldı. Polisaj işleminin üst yüzeyine yapıldı (Resim 42).

Örnek üzerine Hertzian indentasyonu diğer örneklerle uygulandığı şekilde yapıldı. Burada dikkat edilmesi gereken nokta indentörün direkt bağlanmış yüzeylerin ortasına gelmesi oldu. İndentasyon işleminden sonra, örnekler aseton (Gülsan, Isparta, Türkiye) içine atılarak siyanoakrilatın erimesi sağlandı. Hiçbir kuvvet uygulamaksızın birbirinden ayrılan parçalar bir pamuk ve aseton yardımı ile siyanoakrilattan bütünüyle arındırıldı.

Parçalar bir lam üzerine yapışkan lastikler yardımı ile kırık yüzey üste dik bakacak şekilde konumlandırıldı. Bir ışık mikroskobu (Nikon Eclipse E600, Nikon Corp, Tokyo, Japan) altında X20 optik büyütmede detaylı bir şekilde incelenerek kırık hatlarının görüntüsü ışık mikroskobuna bağlı özel bir fotoğraf makinesi (Nikon Coolpix 500, Nikon Corp, Tokyo, Japan) yardımı ile görüntülenerek bilgisayara aktarıldı (Resim 43). Ancak görüntünün gözlenebilmesi için mikroskobun ışık kaynağı kapatılarak harici bir kaynaktan (Neospot, Lamp83 Aydınlatma San. ve Tic. A.Ş., İstanbul, Türkiye) ışık verildi (Resim 44).



Resim 41. Örneklerin kesilmesi



Resim 42. Kesilen iki parçanın bir araya getirilerek yapıştırılması



Resim 43. Nikon Eclipse E600 ışık mikroskobu



Resim 44. Harici ışık kaynağı

3.4. Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Modelleme ve Analiz

Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak örnek diskin üç farklı tam-seramik sisteminde ve iki farklı rezin siman tabakasında, toplam 6 adet modellemesi ve modellerin kuvvet analizleri BİAS Mühendislik ve Limited Şirketine gerçekleştirildi.

Tungsten karbit kürenin ve 6 adet farklı örneğin modellemesi için Mesh boyutu 0.01mm olarak hazırlandı. Bu modellemeler için toplam 224362 adet eleman kullanılırken 225553 düğüm noktası belirlendi.

Analizler axisymmetric olarak yapıldı. Ön-Son işlemci olarak MSC. Mentat ve çözücü program olarak MSC. Marc kullanıldı. Kontak olduğu için analiz doğrusal olmayan (non-linear) teorilerle çözüldü.

Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak Hertzian testinin analizi için materyallerin bazı fiziksel özelliklerinden faydalanıldı (Tablo 3).

Tablo 3: Hertzian indentasyon testinde kullanılan materyallerin, sonlu elemanlar yöntemi ile analizleri için gerekli bazı fiziksel özellikleri

	Elastiklik Modülü(GPa)	Poisson Oranı
WC (Tungsten Karbit)	614	0.22
In-Ceram(Alumina)	271	0.23
IPS Empress II	96	0.25
Vitadur Alpha	63	0.26
IPS kaplama seramiği	68	0.30
Z250	12,5	0.30
Rely X ARC	5	0.27

4. BULGULAR

4.1. İndentasyon Testinden Elde Edilen Veriler

Tam-seramik örneklerin Shimadzu Autograph AG-I test cihazına bağlı tungsten karbit küre ile yüklenmesi sonucunda elde edilen kritik yük değerleri aşağıdaki gibidir.

1.grup tam-seramik örneklerin kırılması için gerekli kritik yük değerleri Tablo 4’de gösterilmiştir.

Tablo 4: 0,05mm siman kalınlığındaki kritik yük değerleri

	Empress II tek tabaka	Empress II çift tabaka	In-Ceram Alumina
Örnek	Kuvvet(N)	Kuvvet(N)	Kuvvet(N)
1	2077	2268	1841
2	2538	2273	1957
3	2444	2076	1803
4	2414	2011	1964
5	2254	1867	1883
6	2266	2103	1648

2.grup tam-seramik örneklerin kırılması için gerekli kritik yük değerleri Tablo 5’de gösterilmiştir.

Tablo 5: 0,3mm siman kalınlığındaki kritik yük değerleri

	Empress II tek tabaka	Empress II çift tabaka	In-Ceram Alumina
Örnek	Kuvvet(N)	Kuvvet(N)	Kuvvet(N)
1	1787	1659	1426
2	1829	1669	1592
3	1765	1637	1575
4	1751	1496	1509
5	1622	1718	1403
6	2029	1743	1490

4.2. İstatistik Veriler

Üzerinde durulan özellikler bakımından belirtici istatistikler tablo 6'daki gibidir.

Tablo 6: Tüm grupların kritik yük oluşumu açısından N değerleri

Tam-Seramik	Örnek Sayısı	Ortalama (N)	Ortalamanın Standard Sapması	Standard Sapma	Minimum Kuvvet(N)	Maksimum Kuvvet(N)
Empress 2 (tek tabakalı)	12	2064.7	90.6	314.0	2622.0	2538.0
Empress 2 (çift tabakalı)	12	1876.7	75.6	262.0	1496.0	2273.0
In-Ceram Alumina (çift tabakalı)	12	1674.3	59.4	205.7	1403.0	1964.0

Üzerinde durulan özellikler bakımından gözlemler faktöriyel düzeyde Varyans analizi tekniği ile analiz edilmiştir.

Her bir diskin altında bulunan kompozit tabakaya bağlantısını sağlayan siman tabakasının kalınlık faktöründe 0,05 ve 0,30mm olmak üzere iki, tam-seramik faktörünün Empress II (tek tabaka), Empress II (çift tabaka) ve In-Ceram Alumina olmak üzere üç seviyesi, seviyesi mevcuttur.

Alt gruplardaki tekerrür (replication) adedi altıdır.

Varyans analizi tekniğine ilişkin çökme bakımından yapılan hesaplamalarda sadece iki kalınlık ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p < 0,01$). Tam-seramiklerin ortalamaları arasındaki farklılıklar ve tam-seramik*kalınlık etkileşimi istatistik olarak önemli bulunmamıştır.

Tablo 7: 1. ve 2. grup Empress II (tek tabaka) için kuvvetin (N) istatistik değerlendirilmesi

Kalınlık(mm)	Örnek Sayısı	Ortalama (N)	Ortalamanın Standard Sapması	Standard Sapma	Minimum (N)	Maksimum (N)
0.05	6	2332.2	67.6	165.6	2077.0	2538.0
0.30	6	1797.2	54.4	133.2	1622.9	2029.0

Tablo 8: 1. ve 2. grup Empress II (çift tabaka) için kuvvetin (N) istatistik değerlendirilmesi

Kalınlık(mm)	Örnek Sayısı	Ortalama (N)	Ortalamanın Standard Sapması	Standard Sapma	Minimum (N)	Maksimum (N)
0.05	6	2099.7	63.5	155.5	1867.0	2273.0
0.30	6	1653.7	35.4	86.6	1496.0	1743.0

Tablo 9: 1. ve 2. grup In-Ceram Alumina için kuvvetin (N) istatistik değerlendirilmesi

Kalınlık(mm)	Örnek Sayısı	Ortalama (N)	Ortalamanın Standard Sapması	Standard Sapma	Minimum (N)	Maksimum (N)
0.05	6	1849.3	47.8	117.2	1648.0	1964.0
0.30	6	1499.2	31.2	76.4	1403.0	1592.0

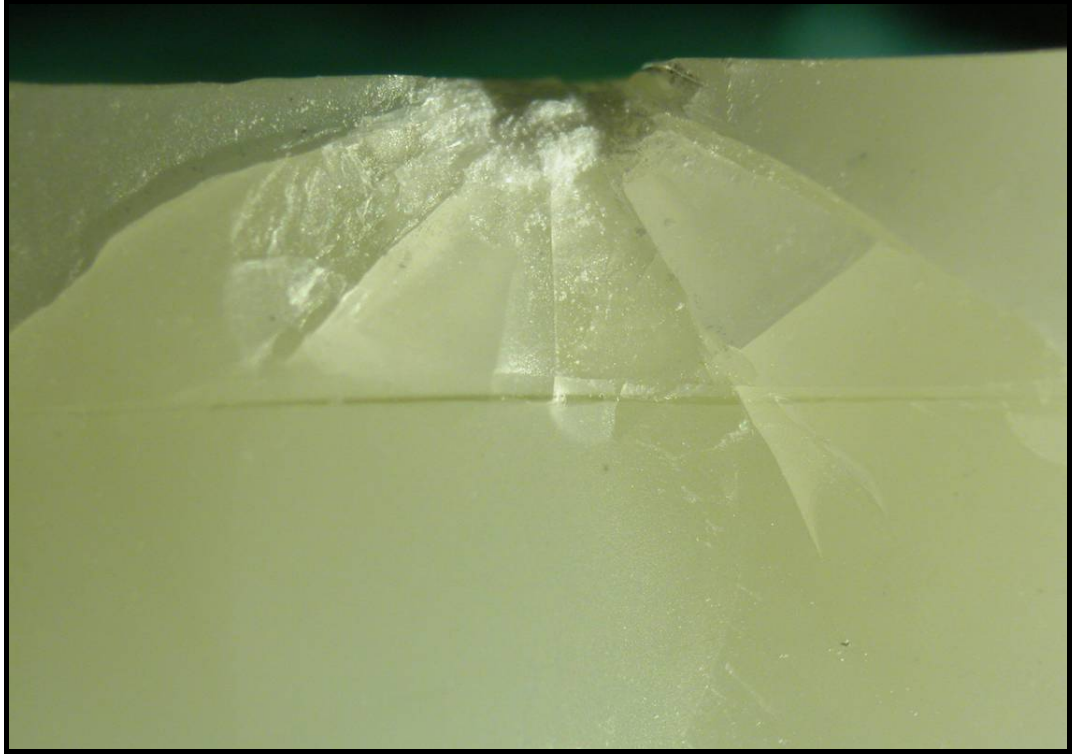
Varyans analizi tekniğine ilişkin kuvvet bakımından yapılan hesaplamalarda tam-seramiklerin ve kalınlıklarının ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli bulunmuşlardır ($p<0,01$). Tam-seramik*kalınlık interaksiyonu istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır. Hangi tam-seramik ortalamalarının arasındaki farkların istatistik olarak önemli olduğu Tukey yöntemiyle test edilmiştir (Tablo 7,8,9).

Yapılan hesaplamalar sonunda bütün tam-seramik ortalamaları arasındaki farkların istatistik olarak farkları saptanmıştır ($p<0,01$).

4.3. Işık Mikroskobu Görüntüleri

Mikroskop altında indentasyona uğramış örneklerin kesiti bağlı arayüz tekniği uygulanarak incelendiğinde, örnek gruplarının hasar oluşumları 0,05mm ve 0,3mm siman kalınlıkları için sırasıyla şu şekilde bulunmuştur:

a) Empress II tek tabaka (0,05mm siman kalınlığı için); İndentasyon bölgesinin altında kuasiplastik çöküntü alanlarına rastlanmıştır. Bu alanın dış kenarından siman tabakasına kadar ilerleyen konik çatlak tespit edilmiştir. Radyal çatlak kuasiplastik çöküntü bölgesinden başlayarak siman tabakasına kadar dik yönde ilerlemiş ancak dentini taklit eden bölgeye ulaşamamıştır (Şekil 1).



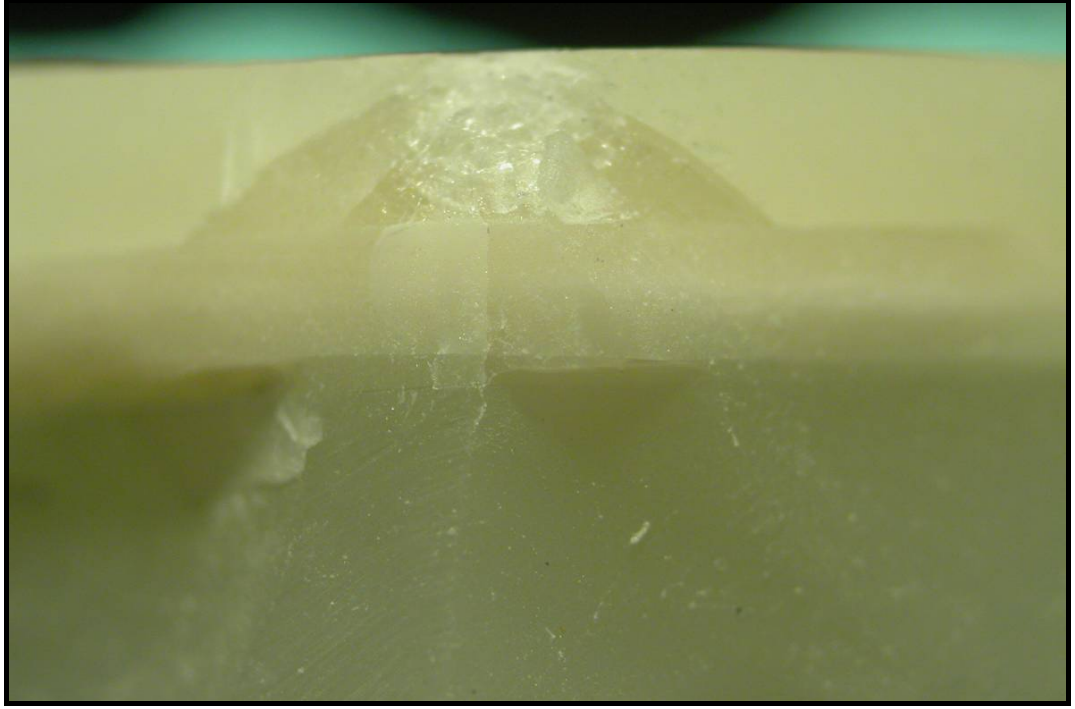
Şekil 1. 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü

b) Empress II çift tabaka (0,05mm siman kalınlığı için); İndentasyon bölgesinin altındaki kuasiplastik çöküntü alanı kaplama seramiği sınırlarında yer almıştır. Bu alanın dış kenarından siman tabakasına kadar ilerleyen konik çatlak tespit edilmiştir. Radyal çatlak kuasiplastik çöküntü bölgesinden başlayarak siman tabakasına kadar dik yönde ilerlemiş ancak dentini taklit eden bölgeye ulaşamamıştır (Şekil 2).



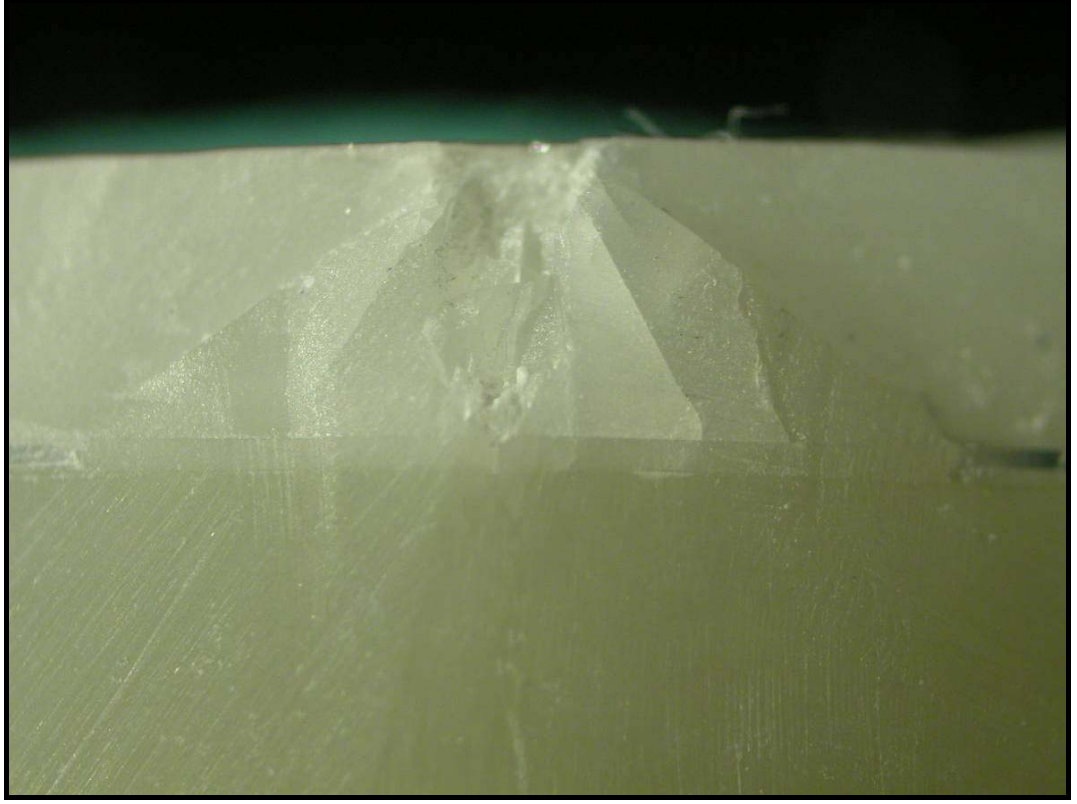
Şekil 2. 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü

c) In-Ceram Alumina (0,05mm siman kalınlığı için); İndentasyon bölgesinin altındaki kuasiplastik çöküntü alanı kaplama seramiği sınırlarında yer almış ve kor seramiğine kadar genişlemiştir. Konik çatlaklar kuasiplastik çöküntü alanının dış kenarlarından başlayarak kor seramiğine kadar devam etmiş ancak bu bölgeye penetre olamamıştır. Radyal çatlak kuasiplastik çöküntü alanının tabanından başlayarak siman tabakasına kadar dik yönde ilerlemiş ancak dentini taklit eden bölgeye ulaşamamıştır (Şekil 3).



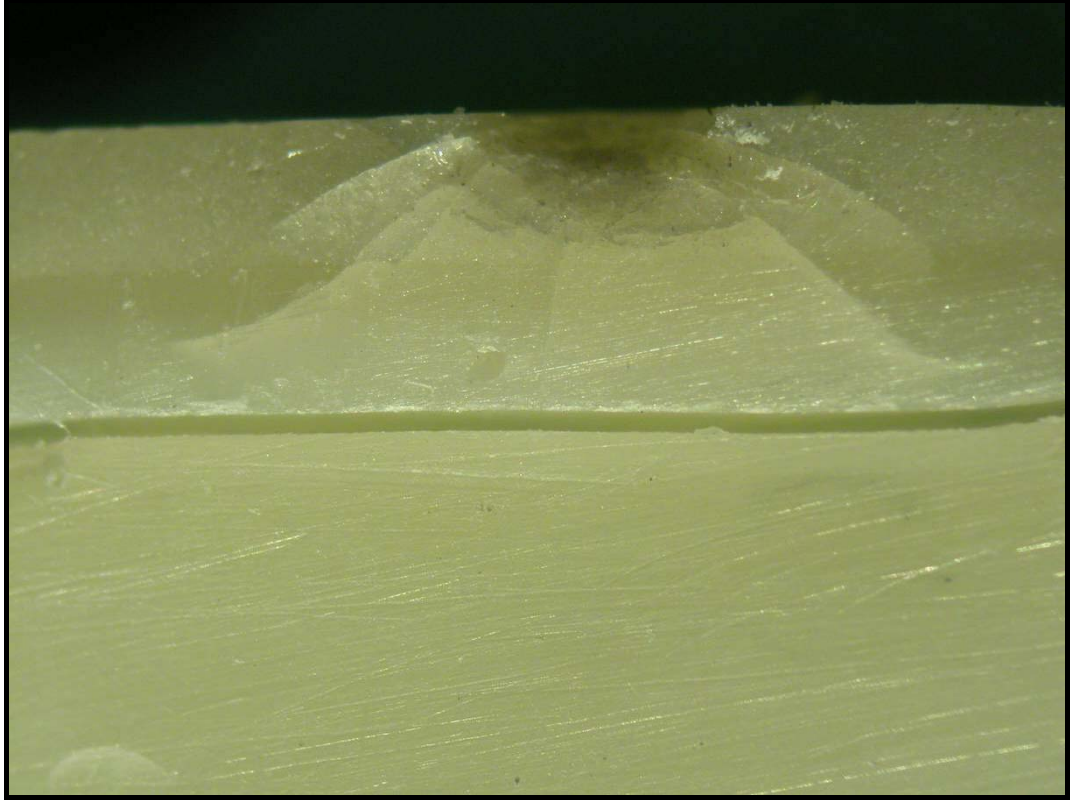
Şekil 3. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örneğin bağı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü

d) Empress II tek tabaka (0,3mm siman kalınlığı için); İndentasyon bölgesinin altında Empress II ince seramiklere nazaran daha küçük çaplı kuasiplastik çöküntü alanına rastlanmıştır. Bu alanın dış kenarından siman tabakasına kadar ilerleyen konik çatlak daha dar tespit edilmiştir. Radyal çatlak kuasiplastik çöküntü bölgesinden başlayarak siman tabakasına kadar dik yönde ilerlemiş ancak dentini taklit eden bölgeye ulaşamamıştır (Şekil 4).



Şekil 4. 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü

e) Empress II çift tabaka (0,3mm siman kalınlığı için); İndentasyon bölgesinin altındaki kuasiplastik çöküntü alanı kaplama seramiği sınırlarında yer aldığı halde kor seramiği sınırına kadar ulaşamamıştır. Bu alanın dış kenarından başlayan konik çatlak ilerleyememiş ve asıl konik çatlak kuasiplastik çöküntü alanının dış kısmına yakın bölgeden başlayarak kor seramiğine penetre olmuştur. Konik çatlağın ilerlemesi siman tabakasına kadar devam edememiş, horizontal eğim göstererek son bulmuştur. Radyal çatlak kuasiplastik çöküntü bölgesinden başlayarak siman tabakasına doğru dik yönde ilerlemiş ancak siman tabakasına ulaşamamıştır (Şekil 5).



Şekil 5. 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü

f) In-Ceram Alumina (0,3mm siman kalınlığı için); İndentasyon bölgesinin altındaki kuasiplastik çöküntü alanı kaplama seramiği sınırlarında yer almış ancak kor seramiğine kadar genişleyememiştir. Konik çatlaklar kuasiplastik çöküntü alanının dış kenarlarından başlayarak kor seramiğine kadar devam etmiş ve bu bölgeye penetre olabilmıştır. Radyal çatlak kuasiplastik çöküntü alanının tabanından başlayarak siman tabakasına kadar dik yönde ilerlemiş ancak dentini taklit eden bölgeye ulaşamamıştır (Şekil 6).

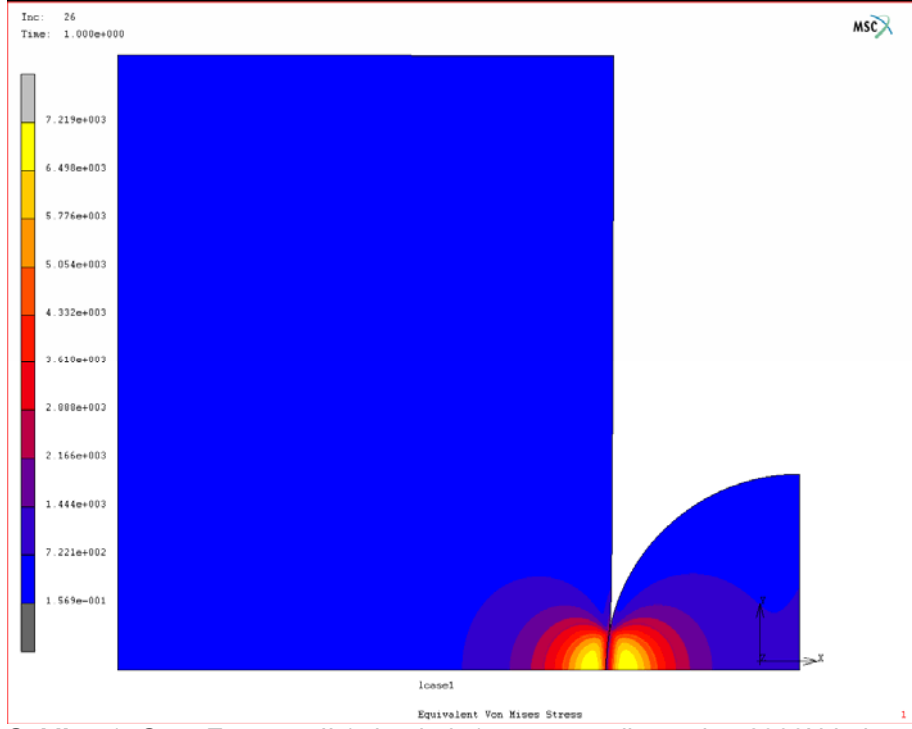


Şekil 6. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örneğin bağlı arayüz tekniği kullanılarak elde edilen kesit görüntüsü

4.4. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analiz Sonuçları

a) Empress II tek tabaka (0,05mm siman kalınlığı için);

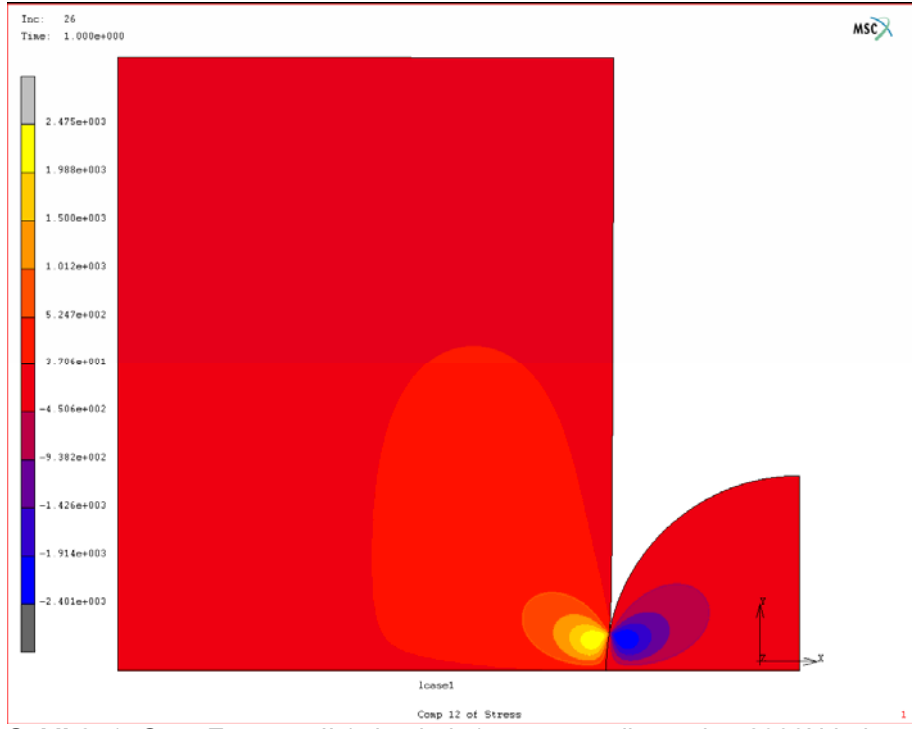
von Mises stres analizine göre; Empress II tek tabaka tam-seramiğine 2300N kuvvet ile indentasyon yapıldığında, maksimum stresin temas alanının altında yaklaşık 7,2GPa değerine ulaştığı ölçülmüştür. Analiz, streslerin özellikle temas bölgesinin altında seramik tabakayı içine alacak şekilde 1GPa değerine kadar azaldığını göstermiştir (Şekil 7).



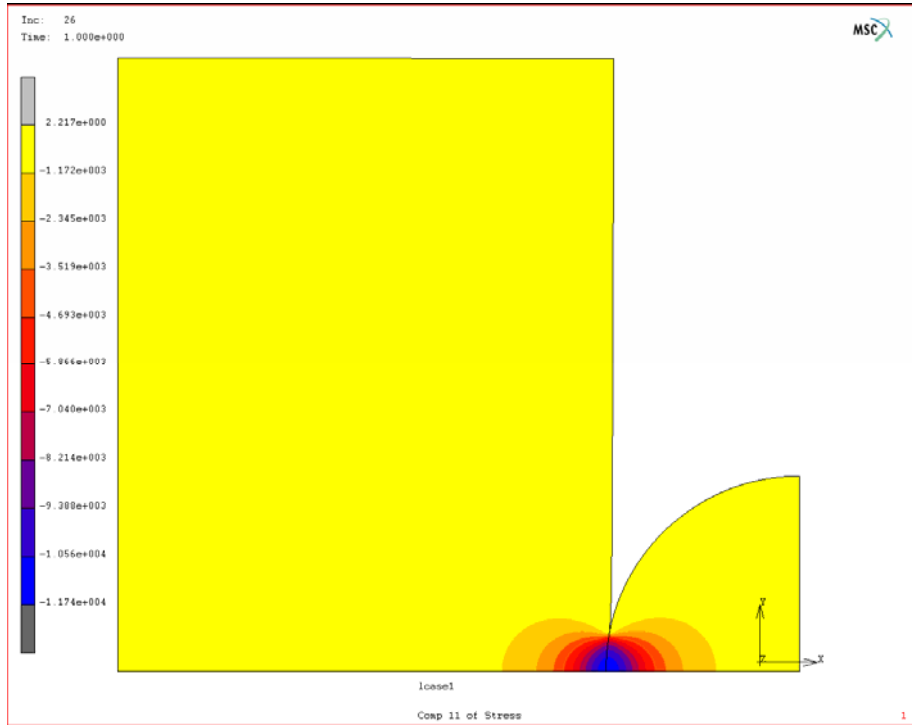
Şekil 7. 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 2300N indentasyon altında von Mises stres dağılımı

Makaslama stres analizine göre en yüksek stres alanı tungsten küre ile kontakta olan en dış bölgelerde su damlası şeklinde meydana gelmiştir. En yüksek stres 2300N indentasyon kuvveti altında 2,4GPa değerinde ölçülmüştür. Makaslama stresi değerinin tam-seramiğinin sınırları içinde konik şekilde yaklaşık 1,0GPa değerine indiği gözlemlenmiştir. Siman tabakası ve dentini taklit eden kompozit tabakada düşük seviyede ve benzer stres alanları oluşmuştur (Şekil 8).

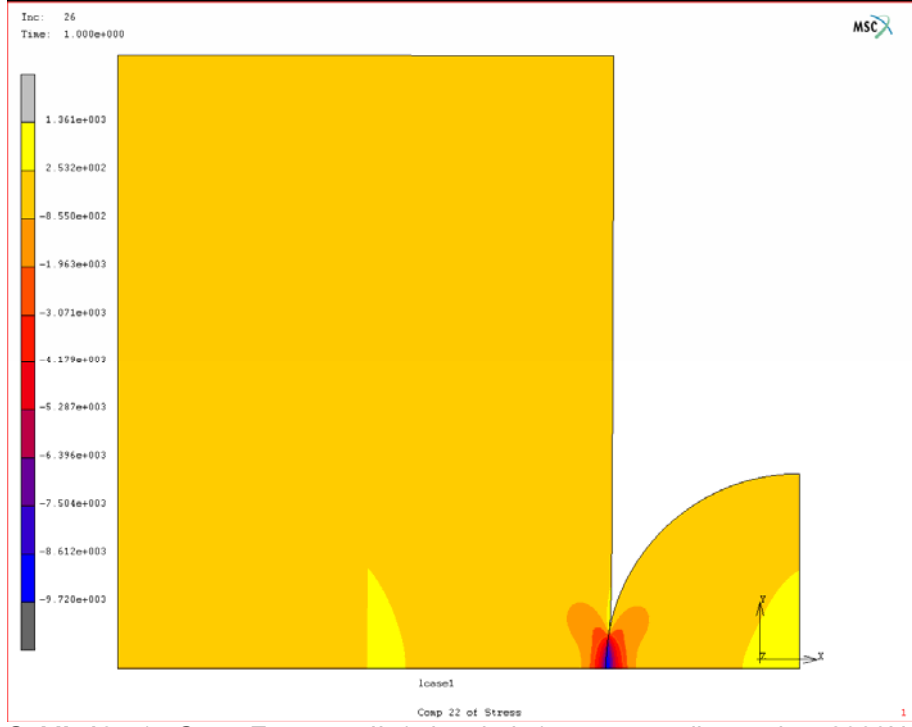
Çekme streslerine baktığımızda x yönünde yaklaşık 0,02GPa değerinde çok küçük homojen bir stres dağılımının olduğu gözlenmiştir (Şekil 9).



Şekil 8: 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 2300N indentasyon altında maksımlama stresi dağılımı



Şekil 9: 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 2300N indentasyon altında x eksenı yönünde çekme stresi dağılımı

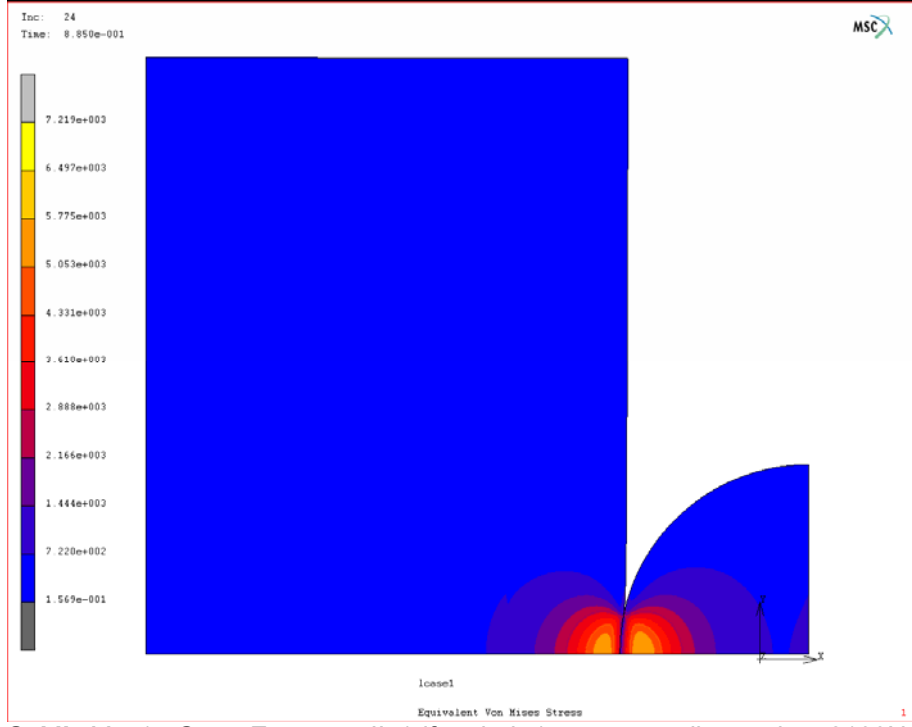


Şekil 10: 1. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 2300N indentasyon altında y eksenî yönünde çekme stresi dağılımı

Çekme stresleri y eksenî yönünde incelendiğinde ise 0,2GPa değerinde homojen bir stres dağılımının tüm kütle üzerinde egemen olduğu ancak temas alanının doğrultusunda, tam-seramik tabakanın siman tabakasına komşu bölgesinde 1,4GPa değerine ulaşan çekme stresleri ile karşı karşıya olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 10).

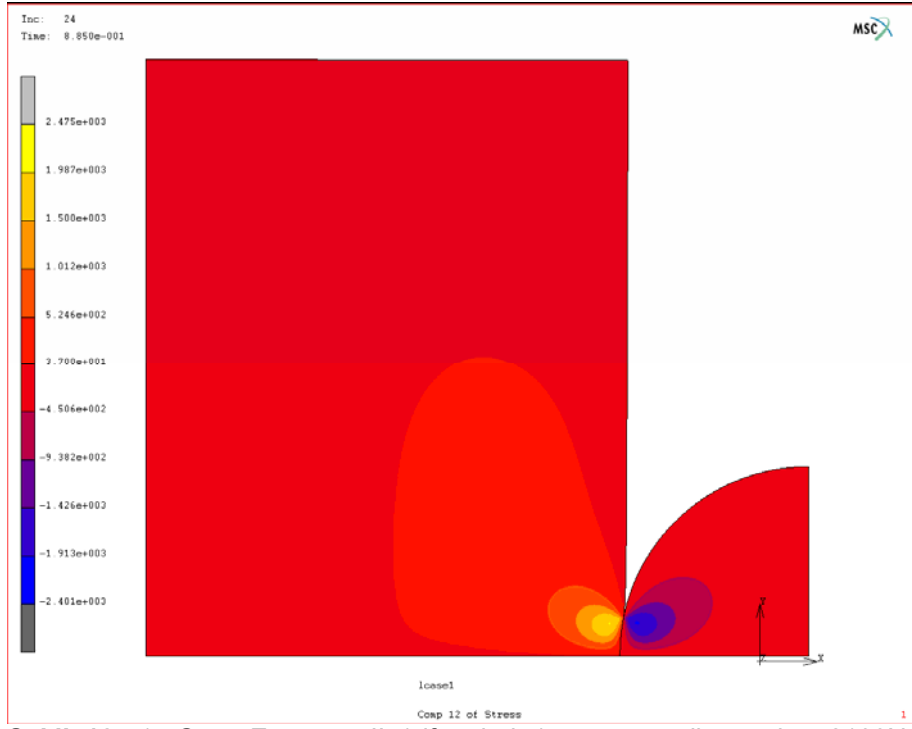
b) Empress II çift tabaka (0,05mm siman kalınlığı için);

von Mises stres analizi, 2100N indentasyon kuvveti altında oluşan maksimum stresin yaklaşık 5,5GPa değerinde ve temasın hemen altındaki IPS kaplama seramiğinin sınırları içinde kaldığını göstermiştir. Siman tabakası ve dentini taklit eden kompozit tabakada düşük seviyede ve benzer stres alanları oluşmuştur (Şekil 11).



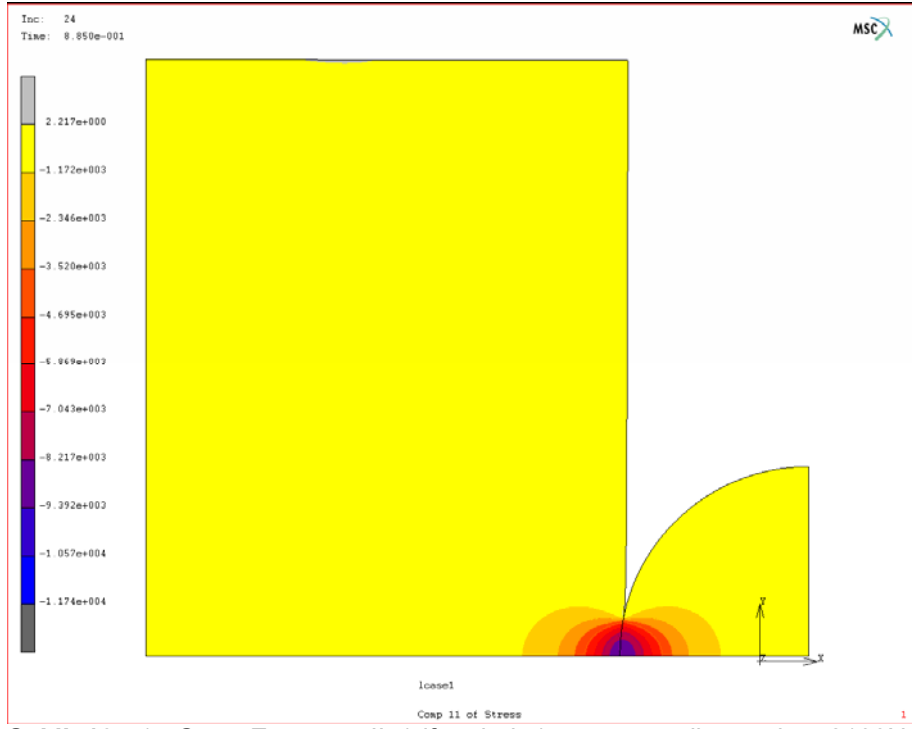
Şekil 11: 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 2100N indentasyon altında von Mises stres dağılımı

Analize göre en yüksek makaslama stres alanı tungsten küre ile temasta olan en dış bölgelerde su damlası şeklinde meydana gelmiştir. En yüksek stres 2,4GPa değerlerinde ölçülmüştür. IPS kaplama seramiğinin sınırları içinde 1,3GPa değerinde konik stres ölçülürken bunu kor seramiğini de içine alan 0,7GPa değerindeki konik stres alanları izlemiştir (Şekil12).



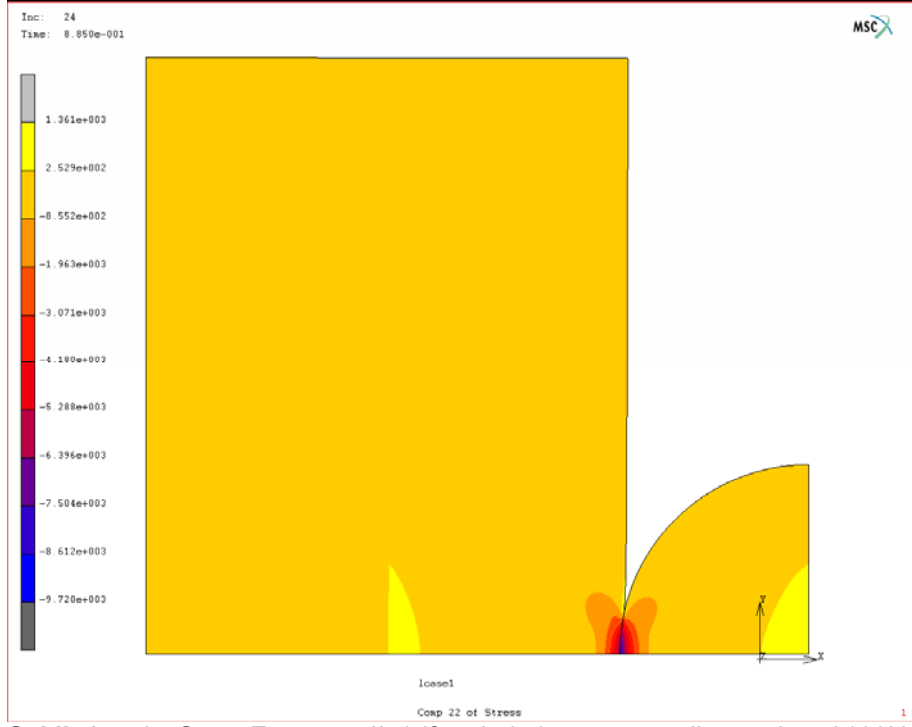
Şekil 12: 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 2100N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı

Çekme streslerine baktığımızda x yönünde 0,02GPa değerinde çok küçük homojen bir stres dağılımının olduğu gözlenmiştir (Şekil 13).



Şekil 13: 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 2100N indentasyon altında x eksenî yönünde çekme stresi dağılımı

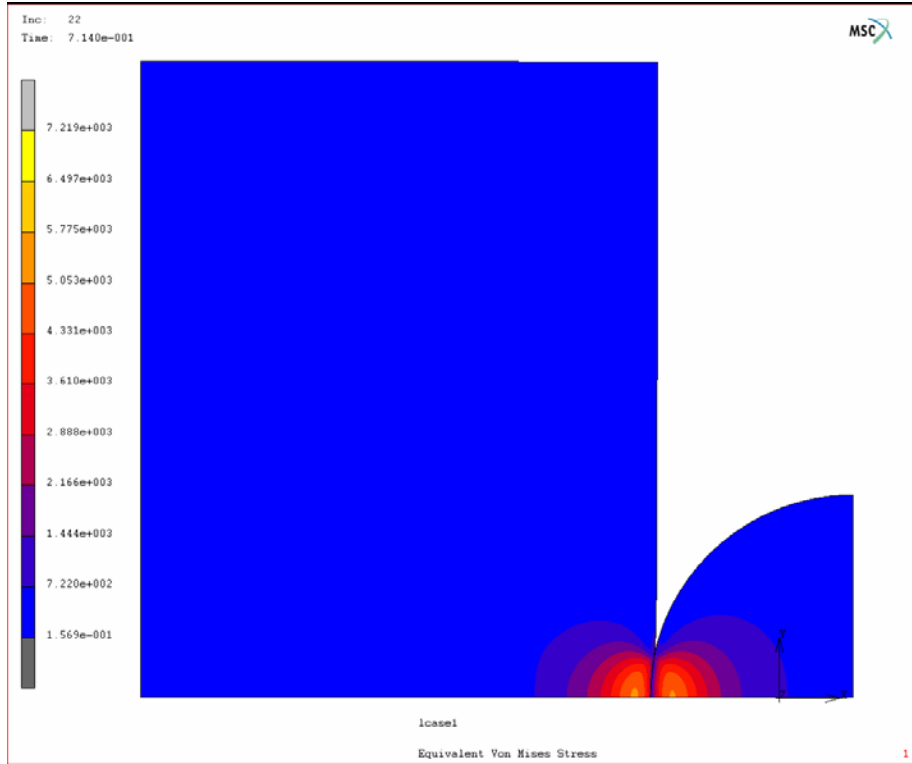
Çekme stresleri y eksenî yönünde incelendiğinde ise 0,2GPa değerinde homojen bir stres dağılımının tüm kütle üzerinde egemen olduğu ancak temas alanının doğrultusunda, tam-seramik tabakanın siman tabakasına komşu bölgesinde 1,3GPa değerine ulaşan çekme stresleri ile karşı karşıya olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 14).



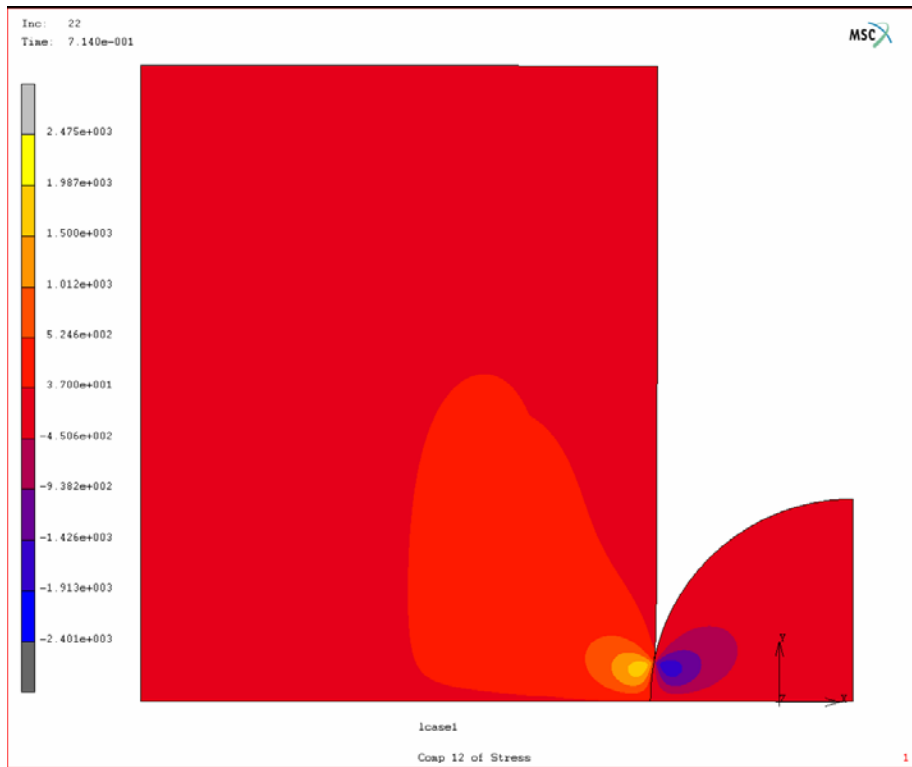
Şekil 14: 1. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 2100N indentasyon altında y eksenî yönünde çekme stresi dağılımı

c) In-Ceram Alumina(0,05mm siman kalınlığı için);

von Mises stres analizi, 1850N indentasyon kuvveti altında oluşan maksimum stresin yaklaşık 6,5GPa değerinde ve temasın hemen altındaki Vitadur Alpha kaplama seramiğinin sınırları içinde kaldığını göstermiştir. Siman tabakası ve dentini taklit eden kompozit tabakada düşük seviyede ve benzer stres alanları oluşmuştur (Şekil 15).



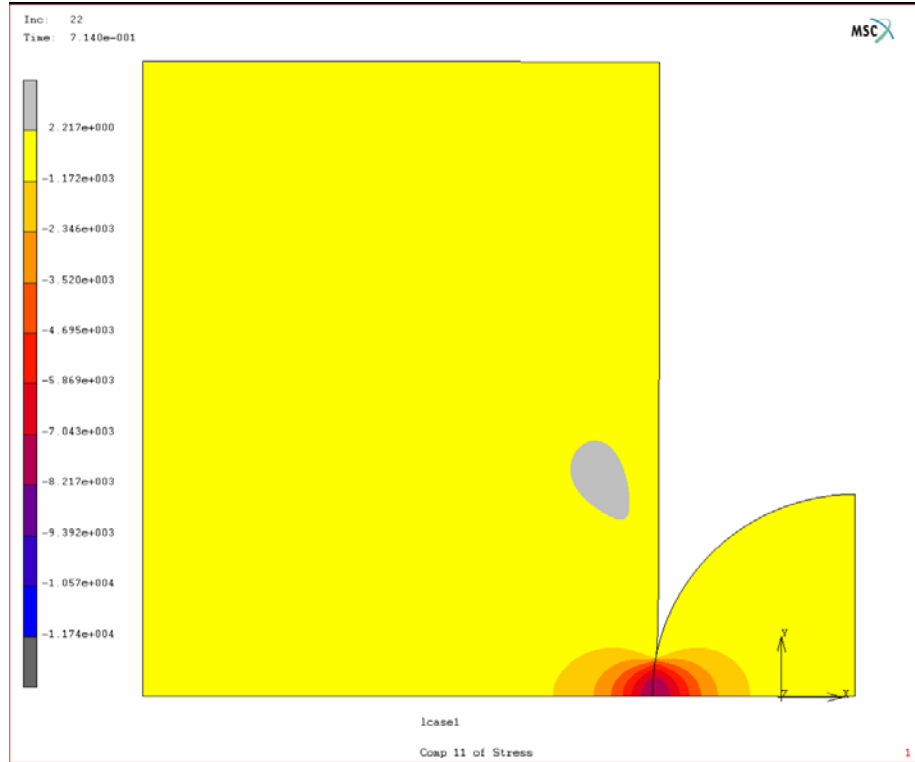
Şekil 15. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1850N indentasyon altında von Mises stres dağılımı



Şekil 16. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1850N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı

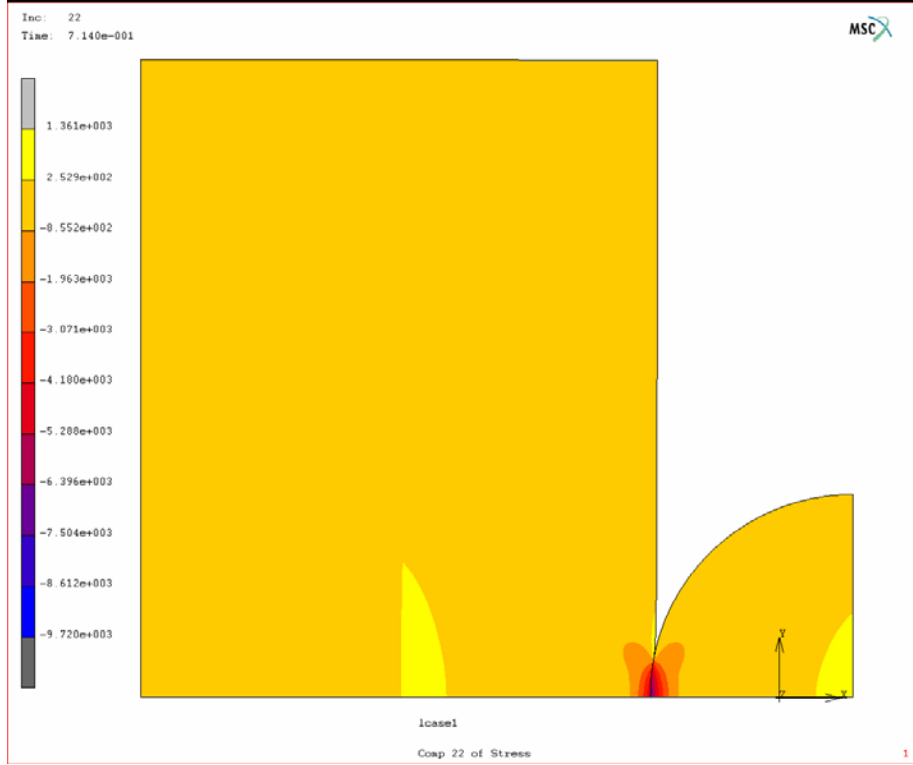
Analize göre maksimum makaslama stres alanı tungsten küre ile temasta olan en dış bölgelerde su damlası şeklinde meydana gelmiştir. Yüksek stresin olduğu alanlar özellikle Vitadur Alpha kaplama seramiğinin yer aldığı bölgede 2,4GPa değerine kadar ulaşırken, In-Ceram Alumina kor yapıda 1,0GPa'a yaklaşan stres alanları ölçülmüştür (Şekil 16).

Çekme streslerine baktığımızda x yönünde 0,02GPa değerinde çok küçük homojen bir stres dağılımının olduğu gözlenmiştir (Şekil 17).



Şekil 17. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1850N indentasyon altında x eksen yönünde çekme stresi dağılımı

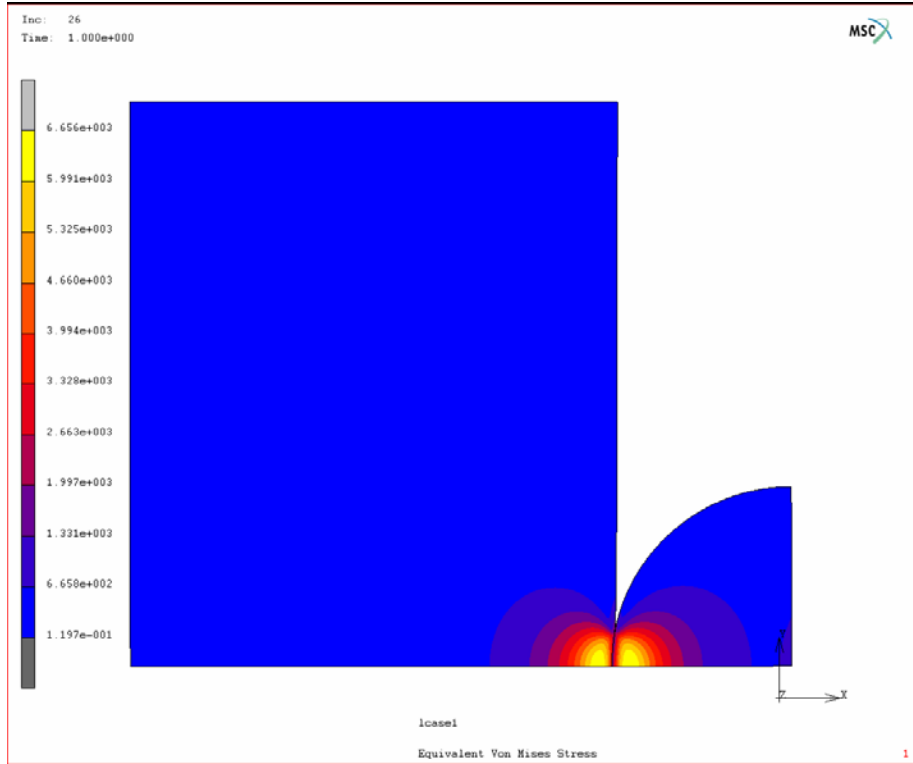
Çekme stresleri y eksen yönünde incelendiğinde ise 0,2GPa değerinde homojen bir stres dağılımının tüm kütle üzerinde egemen olduğu ancak temas alanının doğrultusunda, tam-seramik tabakanın siman tabakasına komşu bölgesinde 1,3GPa değerine ulaşan çekme stresleri ile karşı karşıya olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 18).



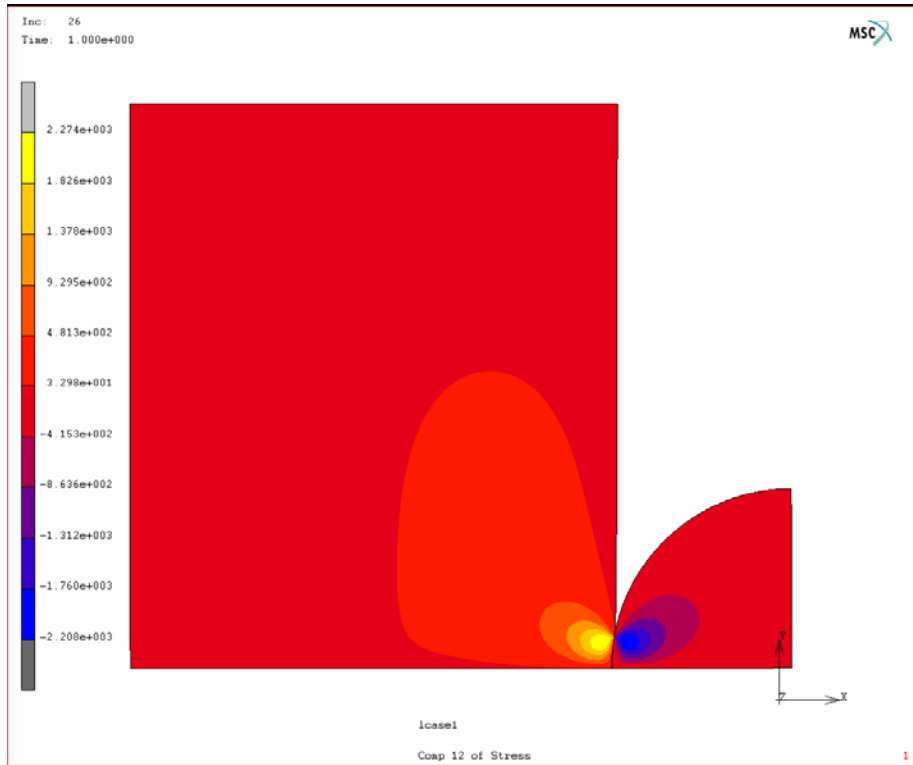
Şekil 18. 1. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1850N indentasyon altında y eksenî yönünde çekme stresi dağılımı

d) Empress II tek tabaka (0,3mm siman kalınlığı için);

von Mises stres analizine göre; Empress II tek tabaka tam-seramiğine 1800N kuvvet ile indentasyon yapıldığında, maksimum stresin temas alanının altında yaklaşık 6,5GPa değerine ulaştığı ölçülmüştür. Analiz, streslerin özellikle temas bölgesinin altında seramik tabakayı içine alacak şekilde 1GPa değerine kadar azaldığını göstermiştir (Şekil 19).



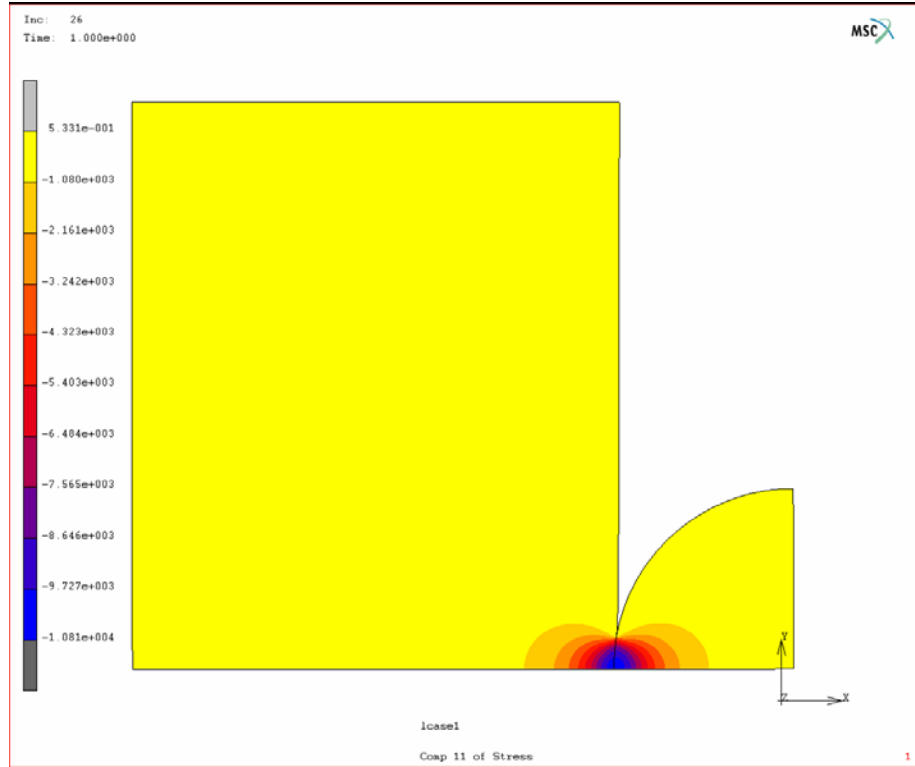
Şekil 19. 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 1800N indentasyon altında von Mises stres dağılımı



Şekil 20. 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 1800N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı

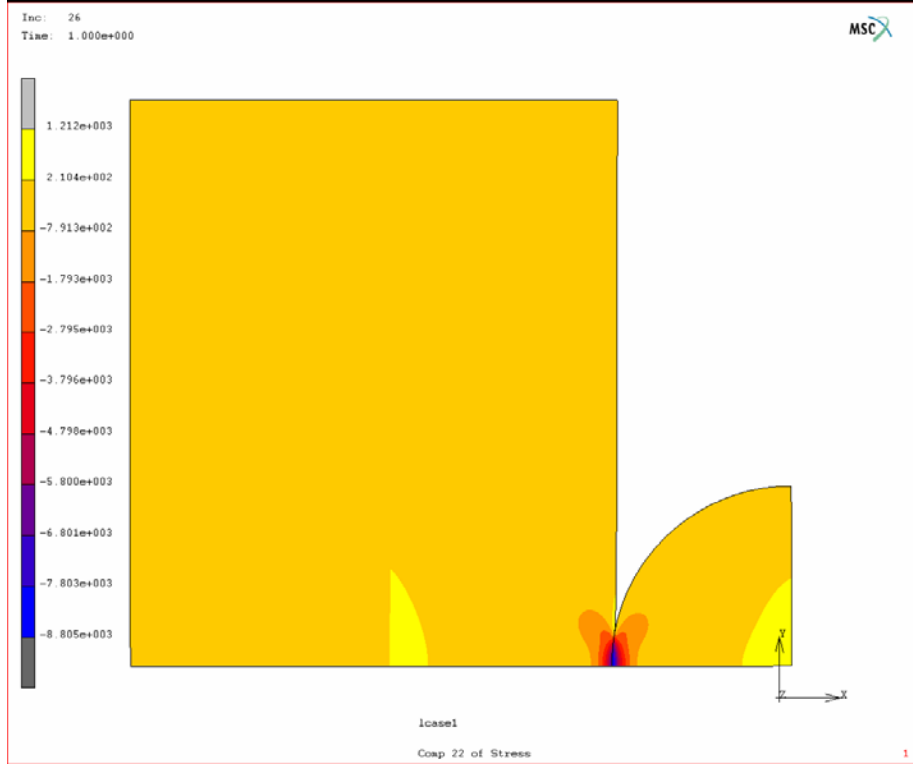
Makaslama stres analizine göre en yüksek stres alanı tungsten küre ile kontakta olan en dış bölgelerde su damlası şeklinde meydana gelmiştir. En yüksek stres 1850N indentasyon kuvveti altında yaklaşık 2GPa değerinde ölçülmüştür. Makaslama stresi değerinin tam-seramiğin sınırları içinde konik şekilde yaklaşık 0,5GPa değerine indiği gözlemlenmiştir (Şekil 20).

Çekme streslerine baktığımızda x yönünde yaklaşık 0,05GPa değerinde çok küçük homojen bir stres dağılımının oluştuğu gözlenmiştir (Şekil 21).



Şekil 21: 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 1800N indentasyon altında x eksen yönünde çekme stresi dağılımı

Çekme stresleri y eksen yönünde incelendiğinde ise 0,2GPa değerinde homojen bir stres dağılımının tüm kütle üzerinde egemen olduğu ancak temas alanının doğrultusunda, tam-seramik tabakanın siman tabakasına komşu bölgesinde 1,2GPa değerine ulaşan çekme stresleri ile karşı karşıya olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 22).

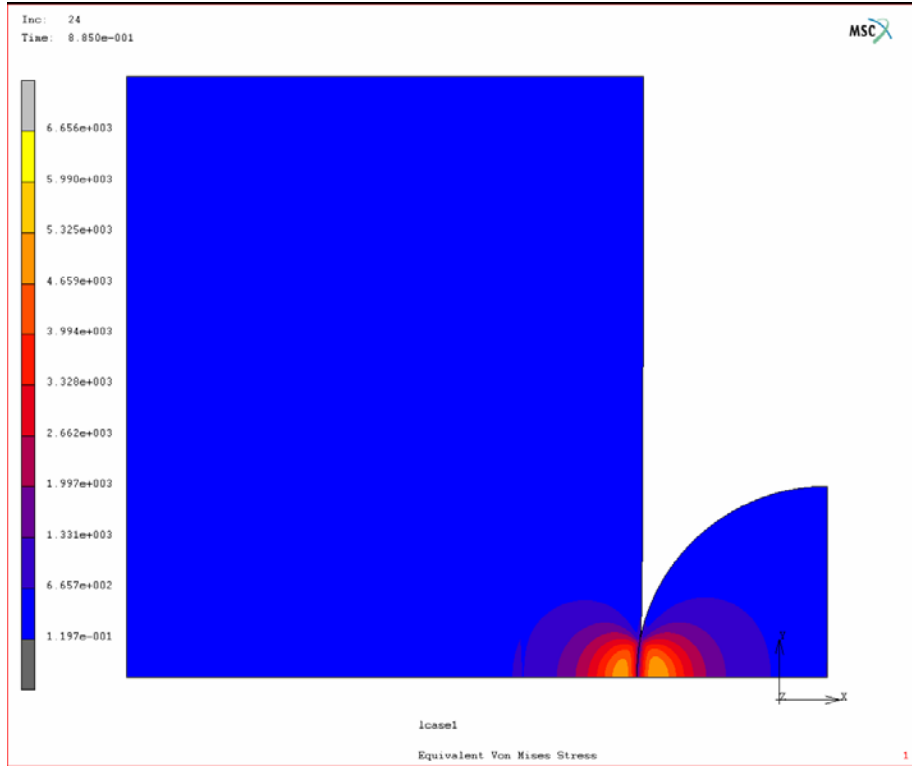


Şekil 22. 2. Grup Empress II (tek tabaka) tam-seramik örnekte 1800N indentasyon altında y ekseninde çekme stresi dağılımı

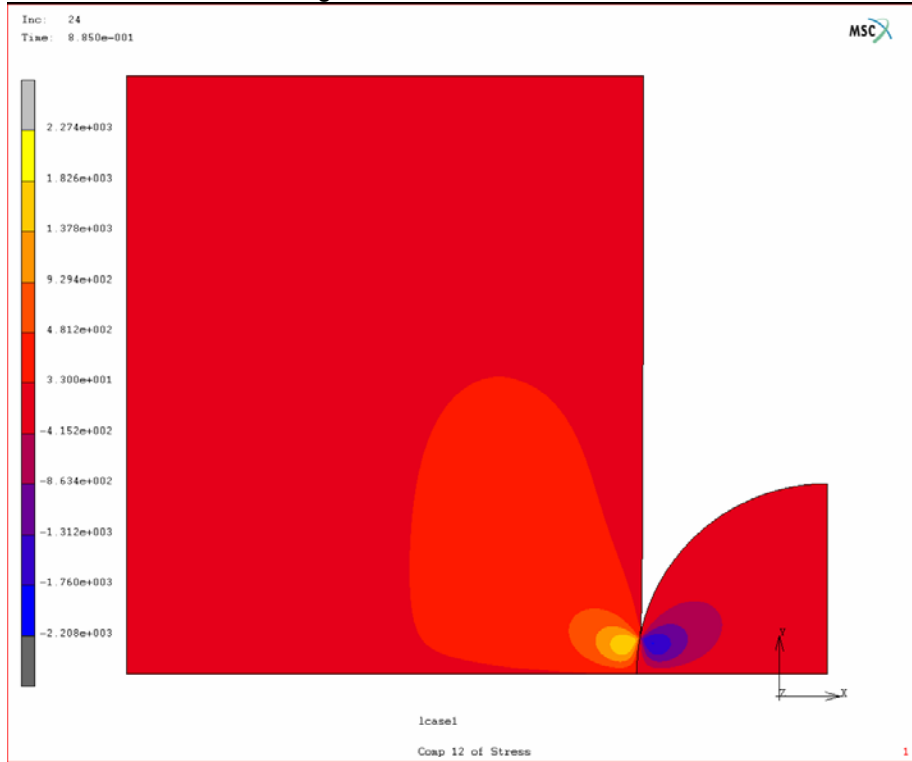
e) Empress II çift tabaka (0,3mm siman kalınlığı için);

von Mises stres analizi, 1650N indentasyon kuvveti altında oluşan maksimum stresin yaklaşık 5,3GPa değerinde ve temasın hemen altındaki IPS kaplama seramiğinin sınırları içinde kaldığını göstermiştir. Siman tabakası ve dentini taklit eden kompozit tabakada düşük seviyede ve benzer stres alanları oluşmuştur (Şekil 23).

Analize göre en yüksek makaslama stres alanı tungsten küre ile temasta olan en dış bölgelerde su damlası şeklinde meydana gelmiştir. En yüksek stres 2,2GPa değerlerinde ölçülmüştür. IPS kaplama seramiğinin sınırları içinde 1,3GPa değerinde konik stres ölçülürken bunu kor seramiğini de içine alan 0,7GPa değerindeki konik stres alanları izlemiştir (Şekil 24).

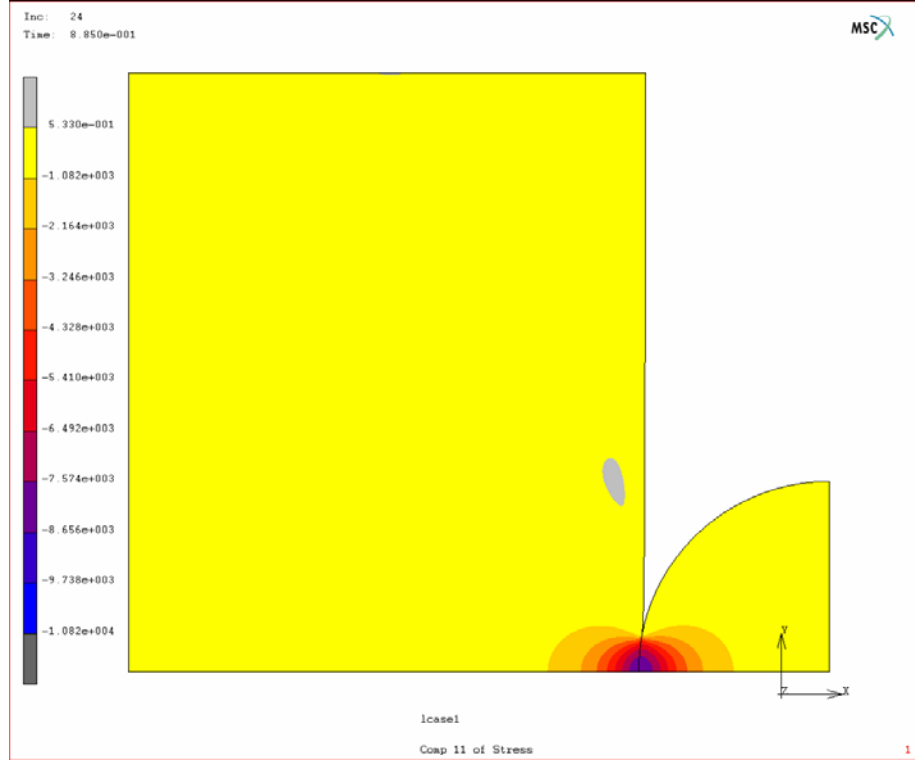


Şekil 23: 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 1650N indentasyon altında von Mises stres dağılımı



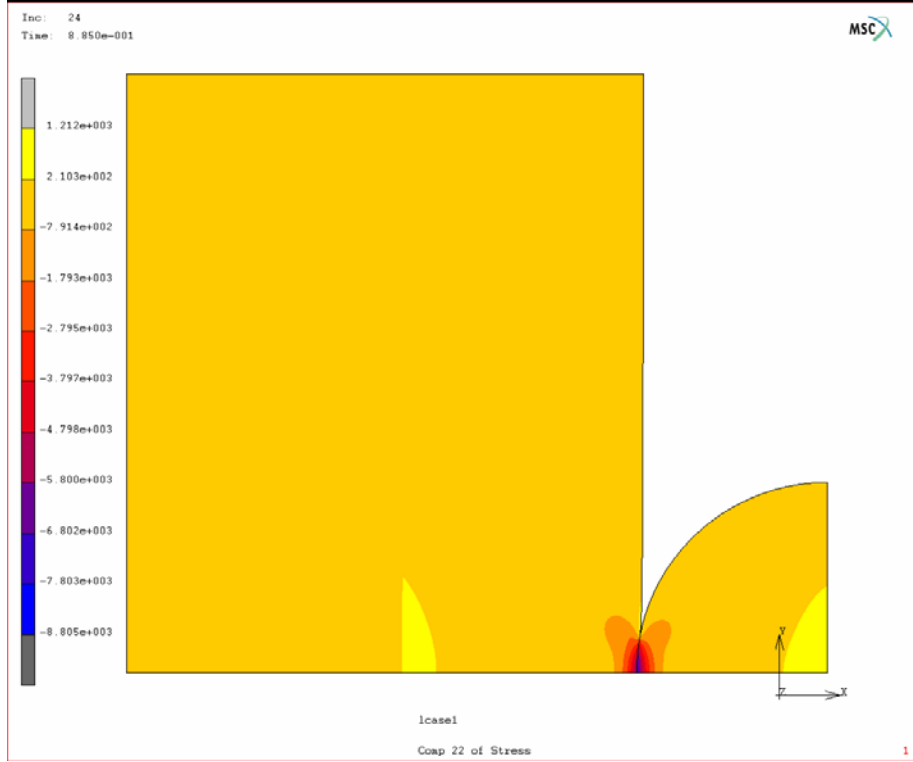
Şekil 24: 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 1650N indentasyon altında makaslama stresi dağılımı

Çekme streslerine baktığımızda x yönünde 0,05GPa değerinde çok küçük homojen bir stres dağılımının olduğu gözlenmiştir (Şekil 25).



Şekil 25. 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 1650N indentasyon altında x eksen yönünde çekme stresi dağılımı

Çekme stresleri y eksen yönünde incelendiğinde ise 0,2GPa değerinde homojen bir stres dağılımının tüm kütle üzerinde egemen olduğu ancak temas alanının doğrultusunda, tam-seramik tabakanın siman tabakasına komşu bölgesinde 1,2GPa değerine ulaşan çekme stresleri ile karşı karşıya olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 26).

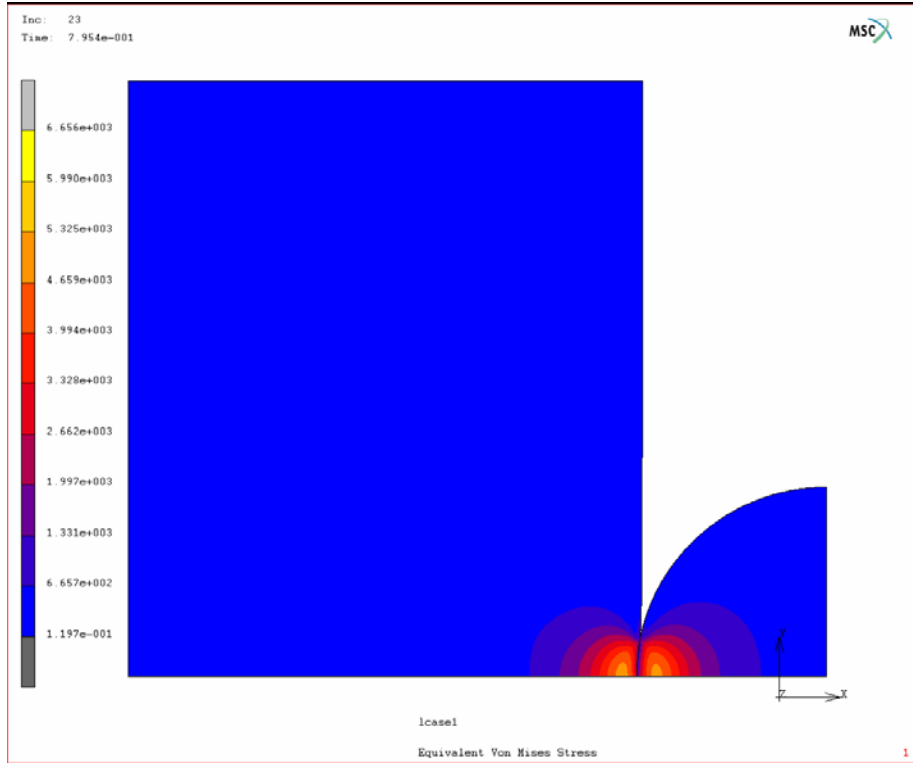


Şekil 26. 2. Grup Empress II (çift tabaka) tam-seramik örnekte 1650N indentasyon altında y eksenini yönünde çekme stresi dağılımı

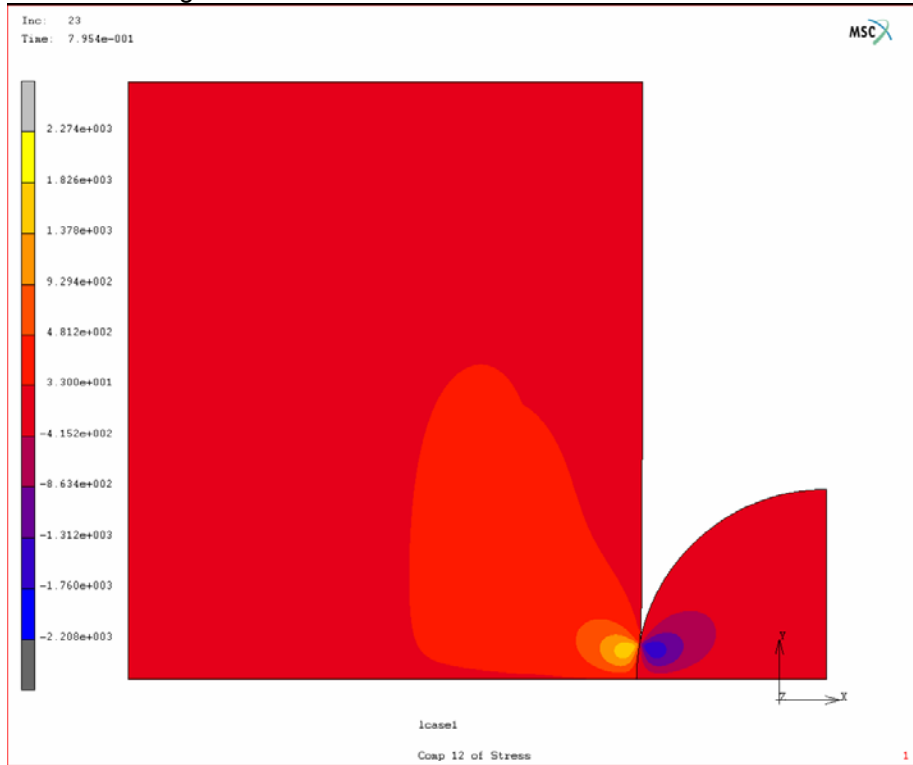
f) In-Ceram Alumina(0,3mm siman kalınlığı için);

von Mises stres analizi, 1500N indentasyon kuvveti altında oluşan maksimum stresin yaklaşık 5,5GPa değerinde ve temasın hemen altındaki Vitadur Alpha kaplama seramiğinin sınırları içinde kaldığını göstermiştir. Siman tabakası ve dentini taklit eden kompozit tabakada düşük seviyede ve benzer stres alanları oluşmuştur (Şekil 27).

Analize göre maksimum makaslama stres alanı tungsten küre ile temasta olan en dış bölgelerde su damlası şeklinde meydana gelmiştir. Yüksek stresin olduğu alanlar özellikle Vitadur Alpha kaplama seramiğinin yer aldığı bölgede 2,2GPa değerine kadar ulaşırken, In-Ceram Alumina kor yapıda 0,9GPa'a yaklaşan stres alanları ölçülmüştür (Şekil 28).

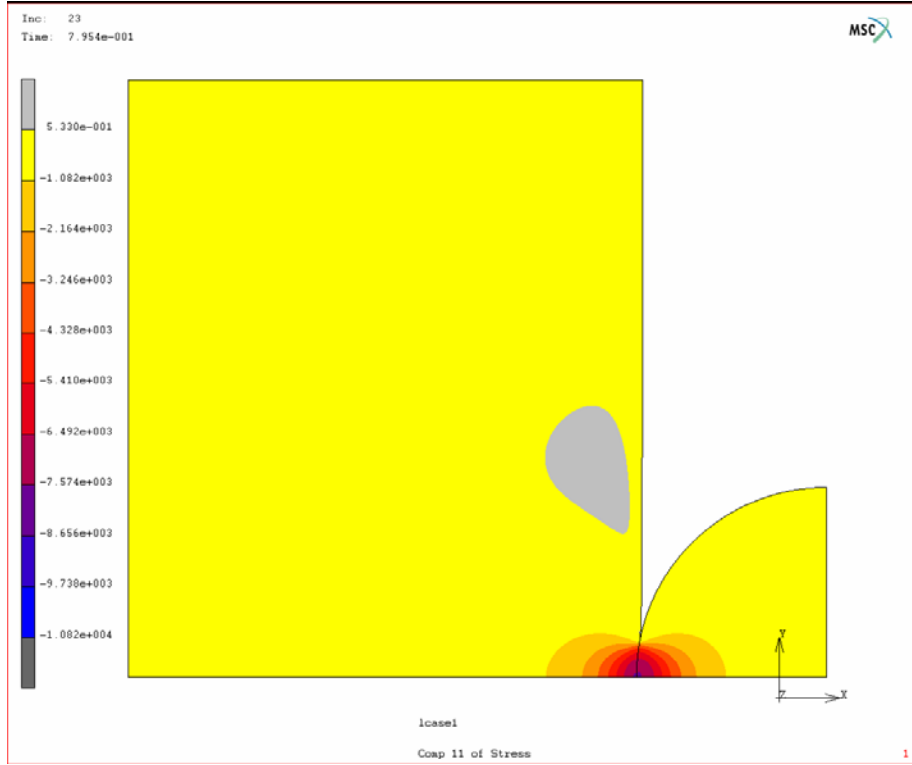


Şekil 27. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1500N indentasyon altında von Mises stres dağılımı



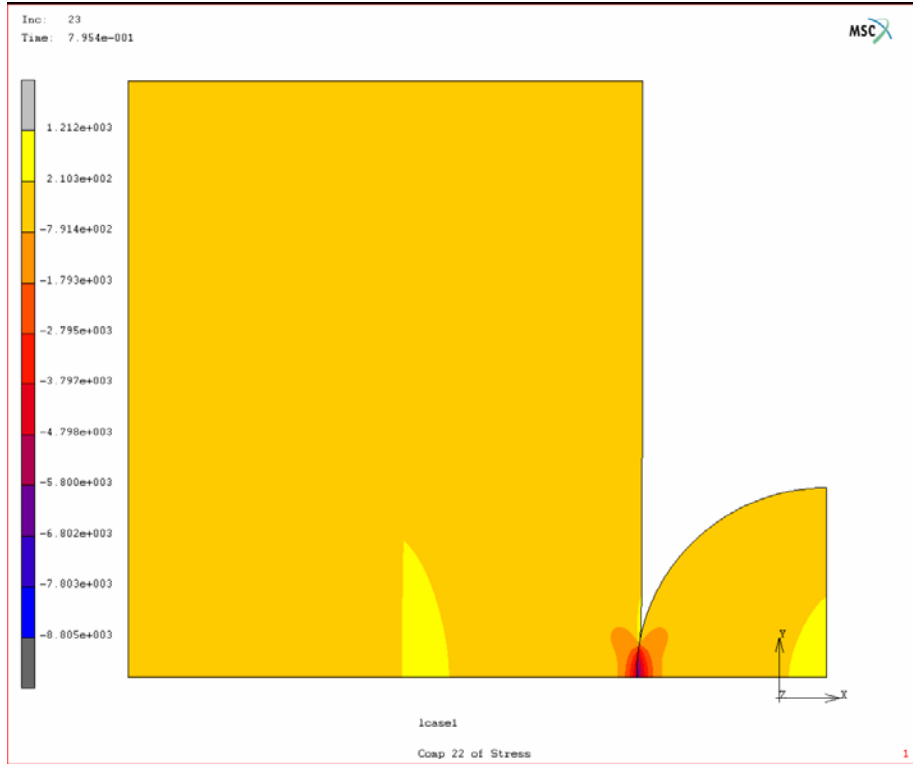
Şekil 28. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1500N indentasyon altında maksilama stresi dağılımı

Çekme streslerine baktığımızda x yönünde 0,05GPa değerinde çok küçük homojen bir stres dağılımının olduğu gözlenmiştir (Şekil 29).



Şekil 29. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1500N indentasyon altında x eksenî yönünde çekme stresi dağılımı

Çekme stresleri y eksenî yönünde incelendiğinde ise 0,2GPa değerinde homojen bir stres dağılımının tüm kütle üzerinde egemen olduğu ancak temas alanının doğrultusunda, tam-seramik tabakanın siman tabakasına komşu bölgesinde 1,2GPa değerine ulaşan çekme stresleri ile karşı karşıya olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 30).



Şekil 30. 2. Grup In-Ceram Alumina tam-seramik örnekte 1500N indentasyon altında y eksenî yönünde çekme stresi dağılımı

5. TARTIŞMA

18. yüzyılın başlarında Fauchard'ın, seramiği diş hekimliğinde kullanmaya başlaması, seramiğin protetik diş hekimliğine girişi kabul edilir²⁷.

Günümüzde sabit protetik restorasyonlarda materyal yetersizliklerinin büyük çoğunluğunu ortadan kaldırabilen üstün biyolojik uyumluluk, yüksek kırılma direnci, mükemmel estetik ve optimal sınır uyumu gösteren güçlendirilmiş metal desteksiz tam-seramik sistemleri, son kırk yıla damgasını vuran metal destekli seramik sistemleri kadar sık tercih edilir hale gelmiştir²⁹.

İleri teknolojinin sunduğu gelişmelere ayak uyduran tam-seramik sistemlerinin üretim maliyetlerindeki artış ve bu materyallerin plastik deformasyonun oluşturduğu çekme streslerini barındırma ve çatlak ya da defekt çevresinde bu gibi stresleri yayma yetersizliği gibi birkaç dezavantaja sahip olduğu da bilinmektedir⁵⁹.

Bir dişin restore edilmesi veya mevcut restorasyonunun değiştirilmesine yönelik işlemlerden her biri, ilgili dişin yapısında az ya da çok madde kaybıyla sonuçlanır. Bundan dolayı, restorasyonlar destekledikleri ya da dayanak aldıkları diş üzerinde uzun yıllar biyouyumlu olarak fonksiyon görebilmelidirler.

Uygulanan restoratif materyallerin mekanik, kimyasal ve biyolojik özellikleri mümkün olduğu kadar doğal diş yapısına benzetilerek materyalin başarısızlık oranları düşürülmeye çalışılmıştır. Bugün için insan minesine en benzer sistemler tam-seramik sistemlerdir. Tam-seramik restorasyonların başarısı ile ilgili çeşitli çalışmalar yapılmıştır.

Burke ve Qualtrough'ın¹⁰⁰ 50 tam-seramik kronun retrospektif değerlendirmesini içeren çalışması, tam-seramik kronların performansı ile ilgili tatminkar sonuçlar içerir. Bu çalışmada, ortalama beş yıllık restorasyonların %91'inin başarılı olduğu ve hasta memnuniyetinin buna paralel olarak arttığı bildirilmiştir.

Zhou ve arkadaşları⁷⁶ ise tam-seramik kronların beş yıl sonunda %20'sinin başarısız olduğunu belirtmiştir.

Etemadi ve Smales¹⁰¹, anterior ve posterior bölgede uyguladıkları tam-seramik restorasyonların beş yıllık takibi neticesinde, anterior bölgedeki restorasyonların %7,8'inin; posterior bölgedeki restorasyonların ise %31,2'sinin başarısızlıkla sonuçlandığını rapor etmiştir.

Bu çalışmalar, tam-seramik sistemlerinin başarısının değişkenlik gösterebileceğini ortaya koymuştur. Bu başarısızlıkların önüne geçebilmek için tam-seramiklerin içyapılarının ve yüklemeler sonucundaki davranışlarının anlaşılması ve bu sayede başarısızlığa sebep olan etkenlerin tam olarak analiz edilmesi gerekir.

Bu tez çalışmasının amacı, Hertzian indentasyonu altında farklı tam-seramik sistemlerin verdiği cevabı iki farklı siman kalınlığı varlığında incelemektir. Böylelikle tam-seramik sistemlerin klinik başarısızlık nedenleri in vitro ortamda anlaşılmaya çalışılmıştır.

Tam-seramik sistemler ile ilgili yapılan bu in vitro çalışmada In-Ceram Alumina (slip casting işlemine tabi tutulan alümina içeren tam-seramik sistemi) ile Empress II (ısı-basınç altında üretilen lityum disilikat bazlı tam seramik sistemi) sistemleri kullanılmıştır.

Son yıllarda In-Ceram Alumina ve Empress II gibi içeriğine ilaveler yapılarak ve yapım teknikleri geliştirilerek dayanıklılığı arttırılmış sistemler, protetik diş hekimliğinde tercih edilir hale gelmiştir. Fonksiyonel kuvvetlere karşı daha dayanıklı olan zirkonyum-oksit içeren tam-seramik sistemleri ise posterior bölgedeki gibi yüksek kuvvetlere karşı In-Ceram Alumina ve Empress II sistemlerine nazaran daha dayanıklıdır. Bu çalışmanın planlanma aşamasında In-Ceram Alumina ve Empress II sistemler ile birlikte düşünülen zirkonyum-oksit tam-seramik sistemi, teknik yetersizlik sebebi ile 2006 yılında Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırmaları Projesi Uzmanlar Kurulu'nun izni ile proje kapsamından çıkartılmıştır.

Empress II sistemi çalışmamızda tek ve çift tabakalı olarak iki grup altında incelenirken In-Ceram Alumina sistemi sadece çift tabakalı olarak incelenmiştir. Empress II sisteminin iki grupta incelenmesinin sebebi, bu materyalin teknik olarak preslenmiş kor üzerine kaplama seramiğinin tabakalanmasına ve preslenmiş tek tabaka kron üzerine dış boyama yönteminin uygulanmasına elverişli olmasıdır. In-Ceram Alumina sistemi ise kor üzerine tabakalanan kaplama seramiği ile sadece çift tabakalı olarak işlenebilmektedir ve bu nedenle tek grup altında ele alınmıştır²⁰.

Çalışmamızda seramik kor materyali 1mm kalınlığında hazırlanmış ve 1mm kalınlığında kaplama seramiği kor yapı üzerine tabakalanmıştır. Tek tabaka halinde yapılan Empress II örneklerinde ise kaplama seramiği kullanılmadığı için 2mm kor seramiği hazırlanmıştır. Hazırlanan tam-seramik örneklerin toplam kalınlıkları ve tabaka kalınlıkları arasındaki oranın test sonuçlarını etkileyeceği düşünülmüştür.

Farklı araştırmacılar^{52,102} test metodunun ve kor/ kaplama seramiği kalınlığı oranının, hasar modunu ve başlangıcını etkilediğini göstermiştir.

Rekow ve arkadaşları⁶⁷, 1mm ve 0,8mm kalınlığındaki tam-seramik kronlara yükleme yaptıklarında maksimum stres yoğunluğunun 1mm kalınlığındaki kronlarda daha düşük bulmuşlar ve kron kalınlığındaki azalmanın stres yoğunluğunu arttıracaklarını belirtmişlerdir.

Hazırlanan örneklerin köşeleri Hertzian stres alanları ile üst üste gelmemelidir. Geçerli Hertzian kontak testi sağlamak için, Hertzian stres alanlarının örnek kenarlarının içinde kalması gerekmektedir. Bunun için, örneğin yüzey alanı ve kalınlığı yeterli olmalıdır. Referans alınan formül; $5a \leq \frac{1}{2} d$, $5a \leq R$ dir. Hertzian indentasyonunun deneysel formüllerinden yola çıkarak 10mm çap ve 2mm kalınlıkta hazırlanan disklerin boyutlarının yeterli olduğu sonucuna varılmıştır.⁷⁶

Tado ve arkadaşları¹⁰³ insan dişinin tabaka kalınlıklarını ultrasonik bir teknik ile değerlendirdikleri çalışmalarında, dentin tabakasının kalınlığını 1,085mm, mine tabakasının kalınlığını ise 1,184mm ölçmüştür. Dentin ve mine kalınlık oranı yaklaşık 1:1 olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda da tam-seramik örnek kalınlığı ile onu destekleyen dental kompozitin kalınlıkları arasındaki oran 1:1 olarak hazırlanmıştır.

Kilpatrick'in⁶⁴ belirttiğine göre, dişin fonksiyonel yüklere karşı mikro yapı düzeyinde vereceği cevaba, göstereceği toleransa ve adaptasyonuna ışık tutabilecek bir test metodu ile birlikte diş yapısını karakterize eden çok tabakalı bir yapıya ihtiyaç duyulmaktadır. İnsan dişinin yapısı sırasıyla mine, mine-dentin bağlantısı ve dentinin oluşturduğu tabakalı mineralize bir yapıyı içerdiği düşünüldüğünde uygulanan in vitro testler ve kullanılan örnekler, doğal yapıyı mümkün olduğu kadar taklit edebildiği sürece restorasyonlar başarılı olacaktır.

İnsan minesinin yerine geçen tam-seramik, altındaki dentine bir siman tabakası aracılığı ile bağlanır. Siman tabakasını testimizde mine-

dentin bağlantısı olarak düşünürsek dentini taklit edecek bir materyale ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışma sonucunu belirleyen etkenlerden bir tanesinin de dentin tabakasının nispi yumuşaklığı olduğu öngörülmüştür. Dolayısı ile insan dentininin elastiklik modülüne yakın değerde bir materyal kullanılması hem nispi yumuşaklığı hem de çalışma için homojen altyapıyı oluşturacaktır.

Deng ve arkadaşları⁸⁴ tam-seramiklerde kırılma hasarlarını araştırdıkları çalışmada, elastiklik modülü 2,3GPa olan polikarbonat blokları restorasyon altındaki dentini taklit etmek için kullanmışlardır. Ancak insan dentininin elastiklik modülü O'Brien'in¹⁸ belirttiğine göre 14,7GPa olarak hesaplanmıştır.

Türkiye'deki diş depolarında satışa sunulmuş dental kompozitler araştırıldığında, insan dentinine en yakın değer 12,5GPa'lık elastiklik modülü ile Filtek Z250 dental kompozitlerde olduğu bulunmuştur. Chung ve arkadaşları¹⁰⁴ polimerizasyonun 7. ve 30. gününde uygulanan mikro-indentasyon sonrası elastiklik modüllerinin tespit edilmesine yönelik çalışmalarında Z250 dental kompozit için ortalama elastiklik modülü değerini sırasıyla; 12,52GPa ve 12,48GPa olarak bulmuşlardır³⁷.

Casson ve arkadaşlarının¹⁰⁵ yaptığı bir çalışmada çinko fosfat siman ile yapıştırılan seramik kronların, rezin ya da cam iyonomer esaslı simanlara oranla daha fazla başarısızlık gösterdiğini bulunmuşlardır. Bir diğer çalışmada da, rezin esaslı yapıştırma simanlarının cam iyonomer esaslı yapıştırma simanlarına göre tam-seramik kronların kırılma direncini belirgin bir biçimde arttırdıkları bulunmuştur.⁵³

Malament ve Sacransky¹⁰⁶ 16 yıl süren çalışmaları sonucunda rezin simanla yapıştırılan tam-seramik restorasyonların cam iyonomer ve çinko fosfat siman ile yapıştırılan tam-seramik restorasyonlara göre çok daha başarılı bir şekilde fonksiyonda kaldığını rapor etmiştir.

Çalışmamızda hazırlanan tam-seramik ve dental kompozit disklerin birleştirilmesi için rezin siman kullanılmıştır. Ancak literatürde tam-seramik restorasyonları dentine bağlayan rezin simanın film kalınlığı için çok farklı değerler verilmiştir.

Rekow ve arkadaşları⁶⁷ rezin siman için film kalınlığını 80µm, O'Brien¹⁸ 20- 60µm, Craig¹¹ ise ISO standartlarına göre maksimum 50µm olması gerektiğini belirtmiştir.

Bazı çalışmalar¹⁰⁷ parmak basıncının üç dakika süre ile kronun üstüne 100N kuvvet uygulanması durumunda ideal siman kalınlığının oluşacağını rapor etse de, çalışmamız için objektif bulunmamıştır.

Aboushelib ve arkadaşları³⁶ tam-seramik kronları Rely X ARC ile yapıştırırken bir dakika süre ile 35N'luk kuvvet uygulamışlardır.

Dong ve Darvell⁴⁶ tam-seramik kronları yapıştırmak için kronların oklüzal yüzlerine dik yönde 10kg yükü 15 dakika uygulamış ve işlem sonunda oluşan siman film kalınlığını kumpas ile ölçmüş ve mevcut siman kalınlığının ortalama 50,7µm olduğunu bulmuşlardır.

De Jager ve arkadaşları¹⁰⁸ rezin simanın polimerize olmaya başlamasını takip eden 18. dakikada elastik fazın başladığını, daha ileri plastik deformasyon oluşturmaksızın bu andan itibaren polimerize olmuş simana hafifçe yük uygulanabileceğini rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda rezin siman film kalınlığını 50µm olarak oluşturmak için her birinin 5kg sabit yük uygulayabildiği yaylı terazi ile ölçülen iki adet klemp ile siman camları üzerinden disklerle indirekt olarak yükleme yapılmıştır. Klemp yüklemesi, olası plastik deformasyonu engellemek için polimerizasyon başlangıcından sonraki 18. dakikaya kadar sürdürülmüştür.

Rezin siman tabakasının seramik restorasyonunun ömrü üzerindeki etkisi de iyi anlaşılamamıştır. Farklı simanlar kullanılarak yapıştırılan kronlar ile yapılan in vitro çalışmalar farklı sonuçlar vermiştir. McCormick ve arkadaşlarının¹⁰⁹ çalışmasında ise yapıştırma simanının tam-seramik kronların başarısızlıklarında belirgin bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir. Thompson ve Rew⁷¹ ise siman kalınlığının 20µm'den 200µm'e arttırıldığında kırılma dayanıklılığında %50 oranında ani bir düşme olacağını belirtmiştir. Dong ve Darvell'in⁴⁶ belirttiğine göre Scherrer; siman film kalınlığının 70µm'e kadar arttırılmasının seramik kronun kırılma direncini düşürmediğini, 300µm'nin altında bile kırılma değerinin korunacağını rapor etmiştir.

Farklı siman kalınlıklarının tavsiye edilmesi ve siman kalınlığının tam-seramiklerin başarısızlığındaki etkisinin yeterince anlaşılamaması, siman tabakası kalınlığının rolünün de çalışmamız içerisinde test edilmesi gerekliliğini doğurmuştur. Bu amaçla 50µm rezin siman kalınlığına sahip örnekler ilave olarak 300µm rezin siman kalınlığına sahip örnekler de hazırlanmıştır.

Siman film kalınlığını 50µm olarak ayarlayabilmek için Dong ve Darvell'in⁴⁶ önerdiği teknik uygulanmıştır. Siman film kalınlığının 300µm olduğu tam-seramik örneklerin hazırlanmasında ise bu tekniğin bir modifikasyonu olarak 250µm kalınlığındaki asetat kağıdına örnek çapından küçük olacak şekilde 0,8mm çapında delikler açılmıştır. Örneklerin merkezine konumlandırılan deliklerin kenar bölgeleri stoper görevi görerek klemp baskısı altında 300µm kalınlığında siman tabakasının oluşumuna izin vermiştir. Polimerizasyon sonucu asetat kağıdı rezin simandan kolaylıkla ayrılmış ve oluşan minimal seviyedeki boşluk daha sonra rezin siman ile doldurulmuştur.

Örneklerin tam-seramik ve dental kompozit kısmı şeffaf ya da şeffaf rengin ağırlıkta olduğu açık renklerden hazırlanmıştır. Yapılar arasındaki kırılma davranışları, şeffaf tabakalarda temas testleri esnasında in situ (yerinde) gözlem ile en iyi şekilde saptanabilmektedir. Bazı seramiklerde çatılmanın ilk atağını tespit edebilmek için akustik sensörler de kullanılabilir. Özellikle opak materyallerde çatlak değişkenliği işitilebilir elastik stres dalgasının yayılımı ile birlikte tespit edilebilir. Uygun bir akustik sensör bu saptamanın kaydını mümkün kılar. Akustik saptamada alınan sinyaller ölçülebilse de, her zaman için ilk ya da ardından gelen çatlağın saptanması çok da kolay olmamaktadır. Dentin ve seramik tabakalarının şeffaf özellikte olması yükleme ve yükleme sonrası direkt in situ gözlemine izin vererek oluşan hasarın saptanmasını kolaylaştırmaktadır.^{45, 47,70}

Yükleme yapılarak hasar oluşturma testleri, tam-seramik ve metal destekli seramik yapıların in vitro testlerde kullanılan yöntemlerin başında gelmektedir.¹¹⁰

Metal destekli seramik sistemlerinde metal ile kaplama seramiği arasındaki bağlantı eğilme testleri ile incelenirken, seramik kor ile kaplama seramiği arasındaki bağlantı malzemenin kırılabilirliği sebebi ile eğilme testine uygun değildir. Seramiklerdeki kovalent ve iyonik bağlar büyük atomlar arası kuvvetler ile ilişkilidir ve bundan dolayı metallere nazaran plastik deformasyona karşı büyük bir rezistans yaratmaktadır.³⁵

Hertzian temasının neden olduğu elastiklik fenomenini ve monotonik ve periyodik yükleme altında incelenen kırılma mekanizmasını açıklamak, Hertzian temas modellerinin kullanılması ile idealleştirmiştir.⁷⁶

Hertzian hasar analizi ve dayanıklılık testi, tam-seramikler gibi pek çok seramik türünün deformasyon özelliklerinin ve çatlak karakteristiklerinin belirlenmesi için oldukça önemli ve güvenilir bulunmuştur.⁴²

Ha ve arkadařları¹¹¹ Hertzian temas testleri ile elde ettikleri elastiklik modülü değerlerini, “impulse excitation” metodundan elde ettikleri veriler ile karşılaştırarak Hertzian temas testlerinin güvenilirliğini test etmişlerdir. Hertzian indentasyonu tolere edilebilir düşüklükte bir fark göstermiştir.

Hasarın makroskobik ve mikroskobik görüntülenmesinin birleştirildiği Hertzian temas ve indentasyon testinin, mikro yapısal ve mikro mekanik etkileşimlerin ve olayların altında yatan ve dişin hasar toleransının araştırılmasına izin veren bir test olduğu bilinmektedir.⁶⁴

Çalışmamızda Hertzian temasını oluşturmak için molar dişin tüberkül çapına eşit, 3,18mm çapında tungsten karbit (WC) küre kullanılmıştır.

Sert küreler ile yapılan Hertzian testinin çok sık görülmeyen stres şartları yarattığı ve bu nedenle dental seramiklerin hasar ve başarısızlık oranlarının tahmininde doğru sonuç vermeyeceği tartışması yapılmaktadır. Bunun yanında tungsten karbit kürelerin diş minesinden çok daha yüksek bir elastiklik modülüne ve sertliğe sahip olduğu bilinmektedir. Ancak yumuşak indentörler dahi daha sert materyaller üzerinde hasar oluşturabilir. Çünkü Peterson ve arkadařlarının³⁴ belirttiğine göre; indentasyon stresleri, monotonik olarak artan yükle birlikte başlangıç akma stresinin ilerisinde artmaya devam eder.

Shrotriya ve arkadařları⁷⁵ 0,8mm, 3,18mm, 8mm ve 20mm çaplı WC indentörler ile monotonik olarak kuvveti arttırdıklarında, yüzey altı radyal çatlak oluşumunun indentörün çapına göre farklılaştığını tespit etmişlerdir.

Harvey ve Kelly'nin¹¹⁰ belirttiğine göre Swain ve Hagan 1mm'den düşük çaptaki indentörlerin, keskin indentasyonun karakteristiğinde stres alanları yarattığını göstermişlerdir.

Küçük çaplı indentörler kullanıldığında Auerbach Yasası'na göre maksimum çekme stresi yüksek bir değere ulaşacak ve kırılma olmadan önce bazı plastik şekil değişimleri oluşabilecektir. Pek çok kırılma malzemedede bu etki Lawn'ın⁴² ifade ettiği gibi, indentörün keskinliğini arttırarak kırılmalardan sünekliğe geçişi doğurmaktadır. Küre şeklindeki tungsten karbit indentör aynı zamanda küt bir indentördür. Seramik yapı içindeki izole mikro çatlakların küt indentasyon altında komşuluklarında bulunan diğer mikro çatlaklar ile birleşerek çoğalmaları monotonik yüklemde gözlenmemektedir. Bunun aksine, keskin indentörler mikro çatlakları tetiklemektedir.⁴⁸

Peterson ve arkadaşları²⁴ Hertzian temas hasarının oluşturulmasında iki farklı tipteki yüklemekten söz etmiştir. Bunlardan ilki, materyalin yük altındaki çatlak oluşumundan kırılmasına kadarki durumunun gözlemlenebildiği ve esas hasarın oluşabilmesi için gerekli olan kritik yükün ölçülebilmesini olanaklı kılan monotonik yükleme olduğunu, diğerinin ise farklı yorulma şartları altında farklı mikro yapılardaki hasarın ilerleyişinin gözlemlenebildiği periyodik yükleme olduğunu belirtmiştir.

Çalışmamızda yorulma mekanizmasını devreye sokmadan tam-seramik örneklerde monotonik artan yükleme altındaki hasar oluşumu incelenmiştir.

Monotonik yüklemde etkili unsurlardan bir tanesi de yüklemenin hızıdır.

Dong ve Darvell⁴⁶ 0,1mm/dak, Clelland ve arkadaşları¹¹² 0,1mm/dak, Lawn ve arkadaşları⁸³ 0,15mm/dak, Jung ve arkadaşları³⁷ 0,2mm/dak, Shrotriya ve arkadaşları⁷⁵ 0,3mm/dak, Harvey ve Kelly¹¹⁰ 0,5mm/dak, Helbawi ve arkadaşları⁸⁸ 0,6mm/dak sabit hızda Hertzian temas testleri yapmışlardır.

Eğer yükleme hızı yeterince yavaş ise, eylemsizlik etkisi göz ardı edilebileceği için tungsten karbit kürenin elastik temas uygulamaları oluşturacağı stres yoğunlaşması daha düzenli ilerlemektedir.¹¹³

Dong ve Darvell⁴⁶ laboratuvar ortamında yapılan çalışmalarında, katastrofik bir kırık oluşturmak için tam-seramiklere 1500-5000N gibi yüksek kritik yüklemeler yapılması gerekliliğini bildirmiştir.

Hertzian indentasyonu sonucu çalışmamızda parçalanmayı doğuran yıkıcı kuvvet yani kritik yük değerleri, 1499-2332N arasında yer almıştır.

Sundh ve Sjögren¹¹⁴ 2,4-2,5mm kalınlığında hazırlanan on adet Empress II (tek tabaka) kron ile eşit kalınlıktaki stabilize edilmiş on adet zirkonyum oksit kronu çelikten yapılmış kesik diş formundaki master modellere yapıştırmıştır. Hazırlanan örneklerin oklüzal yüzlerine dik olarak yerleştirilen 5mm çapındaki çelik indentör ile 0,5mm/dak hızda yük uygulayarak katastrofik kırılmanın olduğu yük miktarına göre örnek gruplarını karşılaştırmıştır. Zirkonyum oksit kronları hasara uğratan yükün Empress II kronlara uygulanan yükten önemli oranda yüksek olduğu bulunmuştur. Empress II kronlarda katastrofik kırılmaya sebep olan yük miktarı çalışmamızda ince siman kalınlığına sahip Empress II tek tabaka örneklerden elde edilen sonuçlara benzer olarak yaklaşık 2300N değerinde saptanmıştır.

Lawn'ın⁴² belirttiğine göre Panel, In-Ceram Alumina seramiklerin kritik yük değerini yaklaşık 1600N olarak tespit etmiştir.

Rinke ve arkadaşları³¹ slip-casting ve copy-milling yöntemi ile imal edilen In-Ceram Alumina kronların çelikten yapılmış kesik diş formundaki master modeller üzerinde, marjinal uyumlarını ve kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırdıkları çalışmada konvansiyonel teknik ile imal edilen on adet In-Ceram Alumina kronun dayanabildiği yük miktarını ortalama 1825,5N olarak bildirmiştir. Çalışmamızda ince siman kalınlığına sahip In-Ceram Alumina örneklerden elde edilen değer ise ortalama 1849,3N olarak hesaplanmıştır.

Della Bona⁷⁸ hasarı başlatan kritik yükün restorasyon kalınlığı üzerinde primer etkili iken alt tabakanın elastiklik modülünün hasarı başlatmada daha az etkili olduğunu belirtmiştir.

Guazzato ve arkadaşları¹¹⁵ tabakaların birbirine bakan iç yüzeylerinde oluşan çatlakların, kor seramiği ve kaplama seramiğin elastiklik modülleri arasındaki yüksek farkın tetiklediği stres ile ilişkili olduğunu belirtmiştir.

Çalışmamızda en düşük kritik yük seviyesi In-Ceram Alumina örnek grubunda gözlemlenmiştir. Kaplama seramiği ve kor seramiği arasındaki elastiklik modülü oranı incelendiğinde Vitadur Alpha/ In-Ceram Alumina yaklaşık 1:4 iken IPS/ Empress II yaklaşık 3:4 oranlarında hesaplanmıştır. Bu oranlar, In-Ceram Alumina örneklerde tabakalar arasındaki elastiklik modülü uyumsuzluğunun Empress II sisteme göre çok yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Bu durum kaplama seramiği ve kor seramiği arasında elastiklik modülü açısından belirgin uyumsuzluk saptanan çift tabakalı yapılarda kaplama seramiğindeki çatlakların başarısızlığın ana kaynağı olduğunu gösteren çalışmalara atfedilebilir.^{63,30}

Ancak çalışmamızda In-Ceram Alumina örneklerin yüklenmeleri esnasında kritik yükü doğuran kırılmanın kor seramiğine ulaşmadan, kaplama seramiğindeki ayrılmadan da kaynaklandığı gözlemlenmiştir. Bağlı arayüz tekniğinin uygulandığı örneklerden alınan mikroskop görüntülerinde de konik çatlakların kaplama seramiğinde kalarak kor seramiği içerisine penetre olamadığı gösterilmiştir.

Smith ve arkadaşlarının¹¹⁶ çalışmasında, tam-seramik kronlara kırık oluşuncaya değin insizal yönden yükleme yaptıklarında, In-Ceram Alumina kronların %50'sinde kaplama seramiğinin kor yüzeyinden ince bir artık tabaka bırakarak ayrıldığını ve adeziv yüzeydeki bağlantının kopması nedeni ile başarısız olduklarını rapor etmişlerdir. Bu açıdan kaplama seramiğin rolü kırık oluşumunda önemli olduğu bulunmuştur.

Pender³⁹ ile Guazzato ve arkadaşları¹¹⁵ tam-seramik sistemlerinin kaplama seramiği ile tabakalanması sonucu temas hasarına karşı dayanıklılığının arttığını belirtmişlerdir.

Bu araştırmaların aksine çalışmamızda Empress II tek tabakalı örneklerin ortalama kritik yük değeri iki tabakalı Empress II örneklerle nazaran daha yüksek bulunmuştur.

Lawn ve arkadaşları⁸³ da elastiklik modülündeki farklılığın radyal çatlak oluşumunda etkili olduğunu ancak primer faktörün tabaka kalınlığı ve materyalin dayanıklılığı olduğunu belirtmiş ve kritik yükün kor seramik tabakasının kalınlığının karesi ile doğru orantılı olduğunu ispatlamışlardır.

Roberts ve arkadaşları⁷² stresin temas alanından uzaklaştıkça azaldığını; hatta örnekteki kalınlık arttıkça hızlı bir şekilde düşerek bütünüyle baskı stresi haline dönüştüğünü rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda dental restorasyon kalınlığı baz alındığı için tek tabakalı Empress II örneklerde kor kalınlığı 2mm iken, tabakalı Empress II örneklerde 1mm kor kalınlığı üstüne 1mm kaplama seramiği tabakalanarak 2mm kalınlığında örnekler hazırlanmıştır. Her iki örneğin de eşit kor kalınlığında hazırlanmış olması durumunda Pender³⁹ ile Guazzato ve arkadaşlarının¹¹⁵ görüşünü destekleyecek bir sonuç elde edilmesi beklenmiştir. Ancak kor seramik tabakasının kalınlığının tek tabakalı Empress II örneklerde tabakalı Empress II örneklerdeki kalınlığın iki katı olması, Lawn ve arkadaşlarının⁸³ belirttiği gibi kritik yüküm seramik tabakasının karesi ile doğru orantılı olduğu görüşünü destekler niteliktedir.

Katastrofik kırılmayı meydana getiren kritik yükün yanı sıra, materyalin baskın hasar modu da önemlidir. Baskın olan hasar tipinin materyalin genel yapısına (tek tabaka ya da tabakalı) ve mikro yapısına bağlı olduğu bilinmektedir.⁶⁴

Shrotriya ve arkadaşları⁷⁵ tabakalı seramik diskler ile yaptıkları çalışmada test ettikleri tüm örneklerde ölçülen çatlak başlama yükünün, kürenin altındaki dış yüzeyden çıkan konik çatlaklar ile ilişkili olduğunu bulmuştur.

Çalışmamız sonucu; tam-seramiklerde konik çatlak, yüzey altı kuasi-plastik deformasyon ve radyal çatlak olarak üç grup altında gözlemlenmiş, Aboushelib ve arkadaşlarının³⁶ güçlendirilmiş tam-seramiklerin hasarını inceledikleri çalışmaları sonucu ile paralel bulunmuştur.

Helbawi ve arkadaşları⁸⁸ yüzey-altı kesitleri incelemek için parlak yüzeyleri siyano akrilat ile bir araya getirdikten hemen sonra, el mengenesi ile yapışan parçalar arasında çok ince bir film kalınlığı oluşturmak için basınç uygulamışlardır. 24 saat basınç altında bekledikten sonra üst yüzeyi de aynı yöntemler kullanılarak parlatılmıştır. Basınç altında elde edilen yapışkan maddenin film kalınlığı 3 -5µm olarak ölçülmüştür.

Bağlı arayüz tekniği ile hasar geometrisinin her iki kütlede tüm detayları ile tam olarak ortaya çıkmasını bekleyemeyiz. Parçalardan bir tanesinde yüzük çatlak izlenirken diğer yüzünde farklı bir çatlak oluşabilir.³⁴

Nomarski aydınlatmasının yetersiz olduğu durumlarda daha hassas gözlemler için, iki ışınlı girişim mikroskobu, ısı dalgalı görüntüleme ve yüzey profilometresine başvurulabilir.³⁴

Çalışmamızda test edilen seramik örneklerin bağlı arayüz tekniği (Bonded-interface tekniği) uygulanması esnasında kullanılan ışık mikroskobunda harici bir ışık kullanılarak kırık yüzeyin aydınlatılması sağlanmıştır. Saptanan kırılma görüntülerinde baskın çatlağın konik çatlak olduğu belirlenmiştir.

Zhang⁸⁶, konik çatlağın maksimum temas halkasının hemen dışından başladığını rapor etmiştir.

Lawn ve arkadaşları⁸³ konik çatlakların çekme stresinin maksimum olduğu temas alanının dışındaki en üst yüzeyden başladığını, aşağı doğru durağan olarak ilerlerken materyalin tokluğunun direnç gösterdiğini ve son olarak durağan olmayan konik geometrik halini aldığını belirtmiştir.

Warren⁶⁰ Hertzian temas alanlarındaki stres eğimlerinin çok dik olduğunu ve indentasyon sonucu ortaya çıkan çatlaklar için stres-yoğunluk tahminlerinin doğru saptanmasının eğimden dolayı zor olacağını belirtmiştir. Ancak çalışmada kullanılan sonlu elemanlar yöntemi ile kuvvet analiz testi, stres-yoğunluk ilişkisini açıkça ortaya koymaktadır. Bu sayede oluşan hasarlarda etkili olan stres tiplerini ve yoğunluklarını karşılaştırma imkânımız olmuştur.

Konik çatlakların lokalizasyonunun sonlu elemanlar yöntemi ile analiz sonucunda elde edilen verilerin karşılaştırılması sonucunda temas alanının hemen dışındaki yoğun makaslama stres alanlarının ve temas alanının altında konik ilerleyen çekme stres alanlarının da konik çatlak oluşumunda etkili olduğu görülmüştür.

Siman kalınlığının 0,3mm olduğu çift tabakalı Empress II ve In-Ceram Alumina örneklerin mikroskop altındaki görüntülerinde konik çatlakların monotonik artan yük ile beraber aşağı doğru genişlemesi beklenirken çatlakların yönünün kor seramiği içerisine girdiği anda saptığı gözlenmiştir.

Kocer ve Collins¹¹⁷ Hertzian konik çatlaklarının açılarını inceledikleri makalelerinde Hertzian indentasyonunda asimetric bir stres

dağılımının olduğunu; bu nedenle de oluşacak konik çatlakların açısının var olan çekme stres alanlarının dağılımını birebir izlemediğini ve çatlağın yönünü belirleyen etkenlerden birinin de açığa çıkan “gerinim enerjisi” olduğunu vurgulamıştır.

Çalışmada sonlu elemanlar yöntemi ile analiz neticesinde çekme stresleri ve makaslama stresleri tanımlanmış olsa da örnekler arasında farklılık bulunamamıştır. Konik çatlağın yönündeki değişiklik bu sebepler ile Kocer ve Collins’in¹¹⁷ ortaya koyduğu gerinim enerjisine atfedilmiştir.

Çalışmamızda test ettiğimiz örneklerin hepsinde elastik olmayan bir deformasyon olan kuasi-plastik çöküntü alanları belirlenmiştir.

Licht ve arkadaşlarının⁸² belirttiğine göre hasar oluşturma yüklemelerinde kuvvetli materyaller kuasi-plastik davranış sergiler ve elastik olmayan deformasyon meydana gelir.

Lawn⁴², Hertzian indentasyonunda temasın altındaki kuvvetli makaslama-sıkıştırma bölgelerinde kuasi-plastik deformasyon alanları oluştuğunu, kuasi-plastik modun tabiatına yönelik en aydınlatıcı ipuçlarının, maksimum makaslama stresinin lokalize olduğu yüzey altı bölgeden elde edilebileceğini söylemiştir.

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizler incelendiğinde basma stresinin en yoğun olduğu bölgenin temas bölgesinin biraz daha altındaki alan olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Yine bu bölgenin makaslama stresi açısından da etkili bir alan olduğu analizler ile ortaya koyulmuştur.

Pender³⁹ makaslama ve baskı stresinin yoğun olduğu ve kuasi-plastik deformasyonun olduğu bu alanın, temas yarıçapının “a” olduğu bilindiği deneyimsel yöntemler ile hesaplanabilen veriler ışığında yüzeyden yaklaşık 0,5a uzaklıkta lokalize olduğunu ispatlamıştır.

Çalışmamızda kullanılan sonlu elemanlar stres analizi bu yoğunluğun 0,5a uzaklığında yer aldığını doğrulamaktadır.

Zhang ve arkadaşları⁷⁴ kuasi-plastik temas altında lokal makaslama streslerinin etkisi ile mikro yapının bozulduğunu ve radyal

çatlak gibi daha derin hasarların birikimine öncülük edebileceğini ifade etmiştir.

Çalışmamızda In-Ceram Alumina örneklerdeki kuasi-plastik çöküntü alanlarının diğer örneklerle nazaran daha büyük hacimde ortaya çıkması, Lawn'un⁴² "Küreler ile seramik indentasyonu" isimli makalesinde açıklanmıştır. Burada konik çatlamanın baskılanmasıyla beraber seramiklerde, kuasi-plastiklik için eğilimin artacağı belirtilerek bu olay iki sebebe bağlanmıştır:

- Mikro yapıların, yüzey çatlaklarını zayıf iç-yüzeyler boyunca, çekme streslerinin yörüngelerinden temas alanlarındaki baskı bölgelerinin içine ve daha ileriye saptırması
- Temas altında çöküntünün başlaması ile temas çevresindeki çekme streslerinin hafiflemesi ve yeniden dağıtılması

Pender³⁹ In-Ceram Alumina tam-seramik sistemi gibi tabakalı yapılarda temas hasar direncinin geliştirildiğini ve kuasi-plastik davranış sayesinde kaplama seramiğindeki konik çatlakların penetrasyon derinliğinde belirgin bir azalma olduğunu göstermiştir.

Zhang⁸⁶ çalışmasında radyal çatlakların en son tetiklenen çatlak tipi olduğunu belirtmiştir.

Deng ve arkadaşları³⁸ zirkonyum-oksit, alümina bazlı infiltrer seramik ve lityum disilikat cam tam-seramiklere yönelik çalışmalarında, ortak dış tabakaya sahip farklı kor seramiklerinde, kor yapıda radyal çatlak oluşumu için kritik yükün materyalin etkin dayanıklılığına göre değiştiğini bulmuşlardır.

Bindl ve arkadaşları³⁰ klinik olarak başarısız olmuş tam-seramik kronlar üzerinde yaptıkları fraktografik analizlerde, kırılmanın her zaman simantasyon iç yüzeyindeki radyal çatlaklar sonucu oluştuğunu kanıtlamıştır.

Lawn ve arkadaşları⁸³ radyal çatlakların, kritik yük altında kor seramiğinin iç yüzeyinde maksimum çekme stresinin eğilme dayanıklılığına eşit olduğu durumda, seramiğin iç yüzeyindeki başlangıç çatlaklarından spontan olarak tetiklendiğini belirtmiştir.

Hsueh ve arkadaşları¹¹⁸ yumuşak siman ve dentin tabakası üzerindeki seramik kütlede artmış streslerden ötürü tam-seramik kronlarda birincil hasar kaynağı olarak radyal kırılmayı tanımlamıştır.

Daha esnek yapıdaki yumuşak alt tabaka (dentin) nedeniyle, en güçlü seramik kor tabakasının bile alt yüzeyi, radyal kırık oluşumuna karşı hassas olacağı bazı çalışmalarda tarafından gösterilmiştir^{81, 95}. Vult Von Steyern ve arkadaşları⁶² katastrofik kırılmanın oluşturulacağı bir düzenekte örnek kronun elastiklik modülü yüksek bir materyalden yapılan bir destek üzerinde yapıştırıldığı durumda, kronun kırılma dayanıklılığının artacağını rapor etmiştir. Çalışmamızda dentinin elastiklik modülüne yakın bir dental kompozitin tercih edilmesi, yapılan testlerin gerçeğe uygunluğu açısından yerinde bulunmuştur.

Huang ve arkadaşları¹¹⁹ dental restorasyonlarda, seramik kron materyallerinin elastiklik modülünün 65-300GPa, simanın 2-5GPa ve destekleyen dentinin 14-20GPa arasındaki değerlerde olduğunu ve bu tabakalar arasındaki ciddi farklılıklardan ötürü kron restorasyonu ve siman arasında kronun iç yüzünde çekme stresinde yoğunlaşma olduğunu rapor etmişlerdir.

Rekow ve arkadaşları⁶⁷, siman tabakasının kalınlığının ve tipinin tam-seramiğin olası hasarında etkisinin hiç olmadığı; olsa bile çok az olduğu ancak kron ve siman farklı kalınlıklarda test edildiğinde stres dağılımının değişkenlik gösterebileceği belirtilmiştir.

Chai ve Lawn⁴⁵ ise siman kalınlığı 10µm'den 10mm'e yükseltildiğinde kritik yükün azalacağını ifade etmiştir.

Çalışmamızda üç grup altında toplanan tam-seramik örneklerin birbirleri içinde iki farklı rezin siman kalınlığı varlığındaki kırılma davranışları karşılaştırılarak kritik yükleme bakımından yapılan hesaplamalarda tam-seramiklerin ve kalınlıklarının ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli bulunmuştur. ($p < 0.01$).

Harvey ve Kelly¹¹⁰ tam-seramik kronların test edilmesi için tasarlanmış yükleme düzeneklerinin ne klinik olarak görülen stres durumunu ne de klinik başarısızlığa neden olan çatlak sistemlerini taklit edebileceğini, pek çok in vitro testte saptanan ve klinik olarak gerçek yüklerin üzerindeki yüklemelerde (1000-5000N) oluşan temas hasarı mekanizmalarının uygun olmadığını belirtmiştir.

Zhang ve arkadaşları⁴⁸ zirkonyum oksit ve alümina bazlı tam-seramiklerin monotonik ve periyodik yüklemeler altında oluşan hasarlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında monotonik yükleme ile yapılan dayanıklılık testlerinin tam-seramiklerin karşılayabilecekleri stres miktarının oldukça üzerinde değerler verdiğini rapor etmiştir.

Dong ve Darvell⁴⁶ laboratuvar ortamında parçalanmayla sonuçlanan bir kırık oluşturmak için 1500-5000N gibi yüksek yüklemeler yapılması gerekirken tipik klinik başarısızlıkların, bu derece yüksek kuvvetlere ihtiyaç duyulmaksızın “yavaş çatlak büyümesinden” kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Thompson¹²⁰ tüm materyallerde üretim ya da uygulama sonucu ortaya çıkan iç ve dış çatlakların olduğunu bildirmiştir. Seramiklerin ve camların uygulanan yük altında elastik olmayan deformasyon gösterememesi, bu çatlaklar çevresinde yüksek stres yoğunluklarının ortaya çıkmasına, olası çatlakların tetiklenmesine ve sonuç olarak başarısızlığa neden olmaktadır. Bununla birlikte belirli çevre şartları ve kimyasallar, özellikle de ağız içi ortamda mevcut olan nem gibi, ani başarısızlığa neden olan stres seviyelerinin altında ve uzun zaman içerisinde mikro çatlakların oluşumunu ve gelişimini etkileyebilmektedir. Bu olaya “yavaş çatlak büyümesi” adı verilmektedir.

Çalışmamızda kullanılan monotonik yükleme yöntemi, seramik materyali içerisindeki “yavaş çatlak büyümesi” kavramını göz önünde bulundurmaz. Yavaş çatlak büyümesi ancak Hertzian indentasyonunun periyodik yükleme ile gerçekleştirildiği işlemlerde hayata geçirilebilir. Özellikle cam bazlı seramik materyallerin başarısızlıklarının değerlendirilmesi için bu büyüme oldukça önemlidir. Nemli ortamda periyodik yükleme sonucu meydana gelen statik yorulma süreci, klinik şartların tam-seramik restorasyon üzerinde oluşturacağı etkiyi monotonik yüklemeye nazaran daha gerçekçi bir biçimde ortaya koyabilmektedir⁸⁸.

Suresh¹²¹, seramik bileşimlerinde periyodik baskı altındaki çatlakların başlamasına yönelik deneysel çalışmasında, yorgunluk yüklemelerinin yapının ömrü üzerine yıkıcı etki potansiyeline sahip olduğunu işaret etmiştir

Monotonik yükleme altında tam-seramik restorasyonların katastrofik başarısızlığa karşı koyduğu fiziksel sınır değerlerinin bilinmesi, bu materyallerin yorulmaya maruz kaldığı süreç içinde ve sonrasında

materyalin fiziksel davranışının ve hasar modlarının kavranmasında rehber olacaktır.

Shimadzu Autograph AG-I test cihazı ile yapılan in vitro Hertzian indentasyonları neticesinde elde edilen sonuçlar, sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizler ve deneyimsel saptamalar ile karşılaştırıldığında:

1. Mekanik testlerde elde edilen çökme miktarı ile sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analiz neticesinin birbirine çok yakın değerlerde çıktığı,
2. Deneyimsel eşitlikler neticesi ile ulaşılan “a” değerinin sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen modelleme verilerine eşit olduğu bulunmuştur.

Literatürde referans değeri taşıyan deneyimsel eşitliklerin, in vitro mekanik testlerimiz ve sonlu elmanlar yöntemi ile yaptığımız analizler ile örtüşüyor oluşu çalışmamızın güvenilirliğinin en önemli kanıtıdır.

Mekanik testlerin ortaya koyduğu kritik yük değerlerinin ve sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen stres değerlerinin ağız içinde dişlerin ve restorasyonların karşı karşıya kaldığı gerçek yük değerlerinden ve bu yüklerin yapılar üzerinde oluşturduğu streslerden yüksek çıkmış olması çalışmanın tam-seramik sistemlerinin sınır değerlerinin anlaşılmasına yönelik monotonik artan kuvvetler ile yapılmasından kaynaklandığı bilinmektedir.

Tam-seramiklerin sınır değerlerinin ve yüklere karşı göstermiş olduğu davranışlar, yorulma faktörünü temel alan periyodik yüklemenin uygulanacağı testler için referans değerlerini oluşturmaktadır.

6. SONUÇ

Mevcut diş dokusuna yapışan tam-seramik restorasyonların, optimal estetiği sağlarken, teknolojik imkanlar ile son on beş yılda geliştirilmiş olan mekanik özelliklerinin uzun dönemde de başarısını sürdürebilmesi beklenir. Bu yönde çalışmalar araştırmacıları başarısızlığı doğuran faktörleri mercek altına almaya itmiştir.

Çalışmamızda tüm dünyada hekimler tarafından oldukça sık kullanılmakta olan Empress II sistemlerini ve In-Ceram Alumina sistemlerini incelenmiştir.

Mühendisliğin güvenilir yöntemlerinden olan ve son yıllarda dental literatürlerde de karşılaştığımız “Herzian Elastik Temas” testleri ile in vitro ortamda gerçekçi bir uygulama ile tam-seramik sistemlerinin sınır hasarlarını mekanik uygulamalar, deneysel çözümler ve sonlu elemanlar yöntemi ile detaylı araştırılmıştır.

Empress II sistemlerini tek tabakalı ve çift tabakalı olarak ele aldığımız çalışmada kaplama seramiğinin etkisinden ziyade kor kalınlığının kritik yükü belirlediğini gözlemlenmiştir.

Empress II sistemler ile In-Ceram Alumina sistemi karşılaştırıldığında elastiklik modülü yüksek olan In-Ceram Alumina örneklerin daha düşük yükler altında hasara uğradığı bulunmuştur. Elastiklik modülünün kaplama seramiği ve kor seramiği arasındaki oransal farktan ötürü ve kaplama seramiği ile kor seramiği arasında yükleme altında bağlantı sorununun oluşması, In-Ceram Alumina örneklerindeki başarısızlığı işaret etmiştir.

Üç baskın hasar tipi olarak sayılan konik, kuasi-plastik ve radyal çatlaklar çalışmamızda net bir şekilde gözlenmiştir.

Tüm örneklerde konik çatlak meydana gelmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi ile incelendiğinde konik çatlakların başlangıç yerinin temas alanının sonundaki bölgede yer alan yüksek yoğunluktaki makaslama stres alanları olduğu görülmüştür. Ayrıca çekme streslerinin yoğunluk alanları da konik çatlakların lokalizasyonunda etkili bulunmuştur.

Kuasi-plastik çöküntünün kaplama seramiklerinde hacimli oluşurken Empress II tabakasız örneklerde daha sık ve dar olması, güçlü seramiklerin makaslama kuvvetinin yol açtığı kuasi-plastik çökmeye daha dirençli olduğunu göstermiştir

Kuasi-plastik çöküntü alanlarının bağlı arayüz tekniği ile görüntülenmesi, makaslama ve baskı streslerinin yoğunlaştığı temas bölgesinin altındaki bölgenin sonlu elemanlar yöntemi ile ayrıştırılması ve bu bölgenin lokalizasyonunun deneyimsel çözümlemeler ile örtüşmesi çalışmamızın hassasiyetini ve doğruluğunu ortaya koymuştur.

Radyal çatlakların oluşumunda etkili olan çekme stresleri sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilmesi sonucunda siman kalınlığı gözetilmeksizin seramiğin siman tabakasına komşu bölgesinde yoğunlaştığı ve bununda radyal çatlakları tetiklediği görülmüştür.

Bunun yanında siman kalınlığının artması kritik yük seviyesini azalttığı bulunmuştur. Sonlu elemanlar yöntemi ile analiz sonucunda ise stres tipi ve yoğunluğu açısından önemli bir farklılık saptanamamıştır.

Çalışmanın daha ileri safhalarda periyodik yüklemeleri içeren yaklaşımlar ile devam etmesi, tam-seramik sistemlerinin geleceğine ışık tutması açısından faydalı olacağı düşünülmüştür.

Özet:

Basit oklüzal fonksiyonları taklit edebilen yükleme şartları altında tabakalı tam-seramiklerin başarısızlıklarının temel mekanizmasının anlaşılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Düz yüzeyli yapıların (dentin üzerindeki kronu temsilen) üzerinde normal yüklemede küresel bir indentör (karşıt tüberkül temasını temsilen) ile Hertzian temas testinin yapılması, temel seviyede ilişkilerin anlaşılması için ideal bir başlangıç noktası sağlar. Bu çalışmanın amacı dentin benzeri yapılara iki farklı siman kalınlığında yapıştırılan çift tabaka ve tek tabaka tam-seramiklerin Hertzian indentasyonları yoluyla oluşan hasarın değerlendirilmesidir.

In-Ceram Alumina ve Empress II sistemleri kullanılarak 10mm çapında 2mm kalınlığında disk şeklinde tam-seramik örnekler hazırlandı. Yirmi adet In-Ceram Alumina ve Empress II disk uygun kaplama seramiği ile çift tabakalı olarak hazırlanırken, yirmi adet Empress II disk tek tabaka olarak hazırlandı. Tam-seramik diskler daha sonar elastiklik modülü insan dentinine yakın bir dental kompozit tabakaya yapıştırıldı. Rezin simanın 0,05mm ve 0,3mm kalınlığına göre örnekler eşit sayıda iki ana grup altında toplandı.

Örnekler üst yüzlerinden, basma cihazına bağlı 3,18mm çapındaki tungsten karbit (WC) indentasyon küresi ile yüklendiler. Monotonik yükleme kırılma oluşuncaya değin 0,15mm/dak hız ile uygulandı.

Hertzian indentasyonunun doğurduğu hasar modunu gözlemyebilmek için bağlı arayüz tekniği kullanıldı.

Altı farklı örnek için kritik yükün etkinliğini canlandırmak için Sonlu elemanlar yöntemi ile analiz (FEA) kullanıldı. Üç boyutlu lineer olmayan sonlu eleman modeli MSC ile kuruldu. Herbir modeldeki von Mises, makaslama ve çekme stresleri MSC.arc sonlu elemanlar analiz çözücüsü yardımı ile hesaplandı.

İndentasyon testleri 0,05mm siman kalınlığındaki Empress II tek tabakalı disklerin ortalama 2332N kritik yük değeri ile en yüksek değeri temsil ettiğini, 0,3mm sima kalınlığındaki In-Ceram Alumina disklerin ise ortalama 1500N kritik yük değeri ile tüm örneklerin altında en düşük değerde kırıldığını göstermiştir.

İstatistik analiz, Varyans analizi ve Tukey metodu kullanılarak yapılmıştır. Kritik yük bakımından yapılan hesaplamalarda tam-seramiklerin ve siman kalınlıklarının ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli bulunmuşlardır ($p<0,01$).

Bağlı arayüz tekniği, konik çatlakların, radyal çatlakların ve kuasi plastik çöküntü alanlarının gözlenebilmesini kolaylaştırmıştır.

Radyal çatlağı oluşturan çekme stresinin seramiğin simantasyon tabakasına komşu yüzeyi etrafında çok baskın duruma geçmiştir. Sيمان kalınlığı tam-seramiklerin başarısızlığında çok etkili olduğu bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Hertzian indentasyonu, tam-seramikler, hasar modu, çatlak

Summary:

There is a need to understand the fundamental mechanics of failure in layered all- ceramics under loading conditions that represent basic occlusal function. Hertzian contact testing with a spherical indenter (representing opposing cusp contact) in normal loading on flat-layer structures (representing crown on dentin) may provide an ideal starting point for understanding relations at a fundamental level. The aim of this study was to evaluate the failure modes via Hertzian indentation of bilayer and monolayer all-ceramics which was luted onto a dentin like structure with two different cement thicknesses.

Disc shaped all- ceramic samples with 10mm diameter and 2mm thickness were prepared from In-Ceram Alumina and Empress II systems. Twenty In-Ceram Alumina and twenty Empress II samples were prepared as bilayered with suitable veneering ceramics whereas twenty Empress II disc were prepared without veneering ceramic to form monolayer samples. The ceramic discs were then luted onto a dental composite layer which has the closest elastic modulus value to human dentin. All samples were classified under two groups of equal numbers according to the thickness of the resin composite cement layer as well (0.05mm and 0.3mm).

The samples were loaded at their top surfaces with a tungsten carbide(WC) indenting sphere of radius 3.18mm mounted into a universal testing machine. Monotonic loading was applied with a velocity of 0.15mm/min until the fracture occurred.

In order to observe the failure mode of the Hertzian indentation bonded interface technique was carried out.

Finite element analysis (FEA) was used to simulate the effect of the critical load for six samples. Three dimensional nonlinear finite element model was established with MSC. Mentat. The von Misses stress, shear stress and tensile stress on each model were calculated by using MSC. Marc finite elements analyze solver software.

Indentation tests showed that Empress II monolayer discs with 0.05mm cement thickness had a failure at an average critical load of 2332N which represented the top value whereas In-Ceram Alumina with 0.3mm cement thickness had a failure at an average critical load of 1500N which was the lowest value above all samples.

The statistical analysis was made by using Variation analyze and Tukey's method. The calculations considering the applied critical load indicated that the difference between the mean values for three types of all-ceramic samples and two types of cement layer thicknesses was found statistically significant ($p < 0.01$).

Bonded interface technique was facilitated to evaluate the conical cracks, quasi-plastic deformations and radial cracks of the samples.

Tensile stresses which initiated the radial crack became more evident around the ceramic surface adjacent to the cement layer. Cement thickness was found more effective for ceramic failure.

Key Words: Hertzian Indentation, all-ceramics, failure mode, crack

KAYNAKLAR

1. Akın E. Diş hekimliğinde seramik. Üçüncü baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul 1999.
2. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, Tam seramik sistemleri I, GÜ Dişhek Fak Derg 2005; 22: 41-8.
3. Anusavice KJ. Philips' Science of dental materials. 11th Edi, St. Louis, Missouri, Elsevier Science, 2003.
4. Sherrill CA, O'Brien WJ. Transvers strength of aluminous and feldspathic porcelain.J Dent Res 1974; 55:683-90
5. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001; 85:61-6.
6. Sukumaran VG, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. Trends Biomater Artif Organs 2006; 20:7-11
7. Albakry M, Guazzato M, Swain M.V. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2004; 71: 99-107.
8. Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. Dent Mater 2005; 20: 1-10.
9. Zan T. Çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin konvansiyonel dental seramiklerin eğilme dayanıklılığı üzerine etkisi. Doktora Tezi. Ankara, 1999.
10. Memikoğlu M. Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırları yönünden incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık bilimleri enstitüsü Ankara, 1997.
11. Craig RG, Powers JM, Restorative dental materials, 11th edi, St. Luis, Mosby, 2002.

12. Özcan M, Aktepe E. Metal destekli seramik restorasyonların kırılma nedenleri. Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi 2004; 81: 36-8
13. O'Brien WJ. Dental materials, properties and selection, Chicago, Quintessence Publishing Co., 1989.
14. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of fixed prosthodontics, 2nd edi, Chicago, Quintessence Publishing Co., 1981.
15. McCabe J.F. Applied dental materials, 7th edi, London, Mass Publishing Co., 1994.
16. Ferracane J.L. Materials in dentistry. 2nd edi, Philadelphia, Lippincott Williams & Williams, 2001.
17. Zaimoğlu A, Çan G, Ersoy AE, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1993.
18. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd edi. Quintessence Publishing Co, Inc. 1997.
19. Gökçe SH. In-Ceram core (kor) Destekli seramik kronlarda core tasarımının dayanıklılığa etkisi, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1999.
20. Kedici P.S. Tam seramikler. Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi, 2002; 71: 78-80.
21. An L, Chan HM, Padture NP, Lawn BR. Damage-resistant alumina-based layer composites. J Mater Res 1996; 11:204-10.
22. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 1997;128:297-307.
23. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, Tam porselen sistemleri II, GÜ Dişhek Fak Derg 2005; 22: 49-60.
24. Peterson IM, Wuttiaphan S, Lawn BR, Chyung K. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. Dent Mater 1998; 14:80-9

25. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N, The effect of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems, J Prosthet Dent 2005;93:459-66.
26. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS empress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont 2000; 13: 468-72.
27. Gökçe HS, Beydemir B, Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı, Gülhane Tıp Derg., 2002; 44: 457- 63.
28. Esquivel-Upshaw J.F, Chai J, Sansano S, Shonberg D. Resistance to staining flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. Int J Prosthodont, 2001; 3: 284-8.
29. Taşveren S, Özdemir AK. Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz seramik sistemleri, C. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.,2005; 2: 128- 32.
30. Bindl A, Lüthy H, Mörmann H. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern, J Oral 2006; 33: 520-28.
31. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1995; 8:303–10.
32. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz seramik sistemleri, Atatürk Ü. Diş Hek. Fak. Derg, 2000; 10: 79-88
33. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm seramik kronlar, Meta Basım Matbaacılık, İzmir, 2002
34. Peterson IM, Pajares A, Lawn BR, Thompson VP, Rekow ED. Mechanical characterization of dental ceramics by Hertzian Contacts. J Dent Res 1998; 77:589-602.
35. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layer ceramics. J Prosthet Dent 2004; 9: 349-55.

36. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater* 2006; 22: 78-88
37. Jung Y. G, Peterson I.M, Lawn B.R, Damage modes in dental layer structures, *J Dent Rest* 1999; 78: 887-97.
38. Deng Y, Miranda P, Pajares A, Guiberteau F, Lawn BR, Fracture of ceramic/ ceramic/ polymer trilayers for biomechanical applications, *J. Biomed Mater Res* 2003; 67: 828-33.
39. Pender DC. Ceramic with graded surfaces for contact damage resistance. Thesis of doctor of philosophy dissertation. University of Connecticut. Connecticut, 1999.
40. Hermann I, Bhowmick S, Zhang Y, Lawn BR. Competing fracture modes in brittle materials subject to concentrated cyclic loading in liquid environments: trilayer structure. *J Mater Res* 2006; 21: 512-21.
41. Miranda P, Pajares A, Guiberteau F, Deng Y, Zhao H, Lawn BR. Designing damage-resistant brittle-coating structures: II. Trilayers, *Acta Materialia* 2003; 51:4357-65.
42. Lawn BR. Indentation of ceramics with spheres: A century after Hertz. *J. Am. Ceram Soc* 1998; 81: 1977-94.
43. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 117-23
44. Lee I.B, Um C.M. Thermal Analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. *J Oral Rehab.* 2001; 28: 186-97.
45. Chai H, Lawn B. Role of adhesive interlayer in transverse fracture of brittle layer structures, *J. Mater. Res.* 2000; 15: 1017-24.
46. Dong XD, Darvell BW. Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under hertzian indentation, *Dent Mater* 2003; 19: 542-51.

47. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structure: a review. *J Prosthet Dent* 2001; 86:495-510.
48. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Thompson VP, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006; 19:442-8.
49. Sadighpour L, Geramipanah F, Raeesi B. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. *Tehran University of Medical Sciences*. 2006; 3:143-52.
50. Chai H. Crack Propagation in glass coatings under expanding spherical contact, *J Mech Phys Solids* 2006; 54: 477-86.
51. Kocer C. Using the hertzian fracture system to measure crack growth data: A review. *International journal of fracture* 2003; 121:111-32.
52. Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater* 2000; 16:235-43.
53. Groten M, Probster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:169-77.
54. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2006; 96:433-42.
55. Lawn B. Ceramic-based layer structures for biomechanical applications. *Current opinion in solid state and material science* 2004; 6: 229-35
56. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995; 8:239-46.
57. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28:529-35.

58. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004; 17:142-9.
59. Albakry M, Guazzato M, Swain MV, Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics, *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2004; 71: 99-107.
60. Warren P.D. Determining the fracture toughness of brittle materials by hertzian indentation. *J. Euro. Ceram Soc*, 1995; 15: 385-94.
61. Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater* 1999; 15:342-8.
62. Vult Von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 2006;
63. Özcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The Effect of Surface Treatment on the shear bond Strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 335-9.
64. Kilpatrick IV. Initial Hertzian characterization of the human tooth as a damage tolerant bio-ceramic/ bio-composite bi-layer. A thesis for the degree of master of science in biomedical engineering, Institute of Technology, New Jersey, 2001
65. Zhang Y, Lawn B. Long-term strength of ceramics for biomedical applications. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2004; 69: 166-72.
66. Fennis WMM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJM, Creugers NHJ, Burgersdijk RCW. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 559-63.
67. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater*. 2006; 22:125-32.
68. Hsueh C.H, Miranda P. Master curves for hertzian indentation on coating/substrate systems. *J Mater Res* 2004; 19: 94-100.

69. Bisrat Y, Roberts SG. Residual stress measurement by hertzian indentation. *Mat Sci & Eng* 2000; 28:148-53
70. Wilshaw T.R. The hertzian fracture Test. *J Phys D: Appl Phys* 1971; 4: 1567-81.
71. Thompson V., Rekow E, Dental ceramics and the molar crown testing ground, *J. Appl. Oral Sci.* 2004; 12: 26-36.
72. Roberts SG, Lawrence W, Bisrat Y. Determination of surface residual stresses in brittle materials by hertzian indentation: Theory and experiment. *J. Am. Ceram. Soc.* 1999; 82: 1809-16
73. Pavon J, Jiménez-Piqué E, Anglada M, Saiz E, Tomsia A.P. Delamination under hertzian cyclic loading of a glass coating on Ti6Al4v for implants. *J Mater Sci*, 2006; 41: 5134-45.
74. Zhang Y, Song JH, Lawn BR. Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact, *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005; 73: 186-93.
75. Shrotriya P, Wang R, Katsube N, Seghi R, Soboyejo W. O, Contact damage in model dental multilayers: An investigation of the influence of indenter size, *J. Mater Sci: Materials in Medicine*, 2003; 14: 17-26.
76. Zhou J, Mah J, Shrotriya P, Mercer C, Soboyejo WO. Contact damage in an yttria stabilized zirconia: Implications for biomedical applications. *J Mater Sci: Mater Med* 2007; 18:71-8
77. Roberts SG. Hertzian testing of ceramics. *British Ceramic Proceedings* 1999; 59:45-60
78. Della Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: I- the relationship of microstructure, composition, properties and fractography. *J Appl Oral Sci* 2005; 13:1-9
79. Qasim T, Bush MB, Hu X, Lawn BR. Contact damage in brittle coating layers: Influence of surface curvature. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005; 73: 179-85

80. Fleming GJP, El-Lakwah SFA, Harris JJ, Marquis PM. The effect of core: dentin thickness ratio on the bi-axial flexure strength and fracture mode and origin of bilayered dental ceramic composites. *Dent Mater* 2005; 21: 164-71.
81. Rhee Y. W., Kim H. W, Deng Y, Lawn B, Contact-induced damage in ceramic coatings on compliant substrates: Fracture Mechanics and Design, *J. Am. Ceram. Soc.* 2001; 84: 1066-72.
82. Licht V, Ernst E, Huber N. Simulation of the hertzian contact damage in ceramics. *Modelling Simul Mater Sci Eng* 2003; 11: 447-56.
83. Lawn B. R, Deng Y, Lloyd I.K, Janal M.N, Rekow E.D, Thompson V.P, Material design of ceramic-based layer structures for crowns, *J Dent Res* 2002; 81: 433-8.
84. Chai H, Lawn BR. Hydraulically pumped cone fracture in brittle solids. *Acta Materialia* 2005; 53:4237-44
85. Lee SK, Lawn BR. Role of microstructure in hertzian contact damage in silicon nitride: II, strength degradation. *J Am Ceram Soc* 1998; 81:997-1003
86. Zhang Y. Competing fracture modes in brittle materials subject to concentrated cyclic loading in liquid environments: Monoliths, *J. Mater Res.* 2005; 20: 2021-9.
87. Uğuz A. Kırılma mekaniğine giriş, Uludağ Üniversitesi Basımevi, Bursa 1996.
88. Helbawi H, Zhang L, Zarudi I, Difference in subsurface damage in indented specimens with and without bonding layer, *International Journal of Mechanical Science* 2001; 43: 1107-21.
89. Jung Y-G, Paik U. Contact damage and crack patterns in whiteware layered structures. *Bri Ceram Trans* 2001; 100: 9-15
90. Bedestenci B. Metal ve metal olmayan prefabrik post sistemlerinin diş ve alveol kemiğinde oluşturduğu streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık bilimleri enstitüsü Ankara, 2003

91. Mumcu AD. Endodontik tedavili dişlerde uygulanan fabrikasyon ve döküm post tasarımlarında çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu gerilimlerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık bilimleri enstitüsü Ankara, 1998.
92. Ataman H. Bukko-lingual yönde eğimli yerleştirilmiş implantlarda kemiğe iletilen oklüzal kuvvetlerin üç-boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık bilimleri enstitüsü Ankara, 2005.
93. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry, 2nd edi, W. Publishing Co., St. Louis, 1987.
94. Pekbey Y, Kırıl B.G, Erım S. Kron kaplamalı bir dişin bilgisayar destekli modellenmesi ve analizi. DEÜ Müh. Fak Fen Müh Dergisi. 2006; 3: 75-83
95. Geng JP, Keson BCT, Liv GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature, J. Prosthet. Dent, 2001; 8: 585-98.
96. Hsueh C-H, Miranda P. Master curves for hertzian indentation on coating/substrate systems. J Mater Res 2004; 19:94-100
97. Mackerle J. Finite element modelling of ceramics and glass. Engineering Computations, 1999; 16:510-71.
98. Sağesen HLM. İçi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli overdenture' larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık bilimleri enstitüsü Ankara, 2000.
99. Yalçın H, Gürü M. Malzeme bilgisi. Palme yayıncılık. Ankara. 2002
100. Burke FJT, Qualtrough AJE. Follow-up retrospective evaluation of dentin bonded restorations. J Esthet Dent 2000;12:16-22.
101. Etemadi S, Smales RJ. Survival of resin-bonded porcelain veneer crowns placed with and without metal reinforcement. J Dent 2005;33:139-45.

102. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelain. *Int J Prosthodont*. 1998; 11: 183-9.
103. Toda S, Fujita T, Arakawa H, Toda K. An ultrasonic nondestructive technique for evaluating layer thickness in human teeth. *Sensors and Actuators* 2005; 125:1-9
104. Chung SM, Yap AUJ, Tsai KT, Yap FL. Elastic modulus of resin-based dental restorative materials: a microindentation approach. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005; 72: 246-53
105. Casson AM, Glyn Jones JC, Youngson CC, Wood DJ. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame-sprayed all-ceramic crown. *J Dent* 2001;29:539-44.
106. Malament KA, Sacransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part II: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 511-9.
107. Mitchell CA, Abbariki M, Orr JF. The influence of luting cement on the probabilities of survival and modes of failure of cast full-coverage crowns. *Dent Mater* 2000; 16:198-206
108. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Finite element analysis model to stimulate the behaviour of luting cements during setting. *Dent Mater* 2005; 21: 1025-32
109. McCormick JT, Rowland W, Shillingburg HT Jr, Duncanson MG Jr. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int*. 1993; 24:405-8.
110. Harvey C, Kelly J. R. Contact damage as a failure mode during In vitro testing, *Journal of Prosthodontics*, 1996; 5: 95- 100.
111. Ha J-H, Lee C-S, Kim JH, Kim DK. Indentation damage of porous LUMIN ceramics. *J Kor Ceram Soc* 2004; 41:19-23.
112. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 97:18-24

- 113.Barber JR, Ciavarella M. Contact mechanics. *Int J Solids Structures* 2000; 37:29-43
- 114.Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* 2004; 31:682-8.
- 115.Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomater* 2004; 25:5045-52.
- 116.Smith TB, Kelly JR, Tesk JA. In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *J Prosthodont* 1994; 3: 138-44.
- 117.Kocer C, Collins RE. Angle of hertzian cone cracks. *J. Am. Ceram. Soc.* 1998; 81:1736-42.
- 118.Hsueh C-H, Kim JHK, Kim DK. Modeling of effects of adhesive interlayers on contact-induced radial cracking in brittle coatings on substrates. *J Mater Res* 2003; 18:1481-6
- 119.Huang M, Wang R, Thompson V, Rekow D, Soboyejo W. Bioinspired design of dental multilayers. *J Mater Sci: Mater Med* 2007; 18:57-64
- 120.Thompson GA. Determining the slow crack growth parameter and weibull two-parameter estimates of bilaminate disks by constant displacement-rate flexural testing. *Dent Mater* 2004; 20:51-62.
- 121.Suresh S, *Fatigue of materials*, Cambridge University Pres, 2nd edi, 1998.

EKLER

Lisans eğitimimi aldığım daha ilk yıllarda parçası olmak arzusu içinde olduğum bölümümden, bilim doktorluğumu onurla taşıyacağım hayatıma geçiş yaparken, doktora eğitimimde ve tez çalışmalarım süresince danışmanlığımı yapan hocam Prof.Dr. Levent NALBANT'a, bilgi birikimini hiçbir zaman esirgemeyen hocam, Anabilim Dalı Başkan'ım Prof.Dr. Cihan AKÇABOY'a şükranlarımı sunarım.

Tezimin mekanik deneyleri için laboratuvar imkanlarını açan Prof.Dr. Metin GÜRÜ'ye ve araştırma görevlisi Çetin ÇAKANYILDIRIM'a, sonlu elemanlar yöntemi ile analiz deneylerimi gerçekleştirmeme katkı sağlayan Yük. Mühendis Gürol İPEK'e ve Mühendis Çağrı DOĞAN'a, mikroskop görüntülerinde emeği geçen öğretim görevlisi Emre BARIŞ'a, test örneklerimin imalatını sağlayan Orhan ÖZDEMİR ve ekibine, yeterlik öncesi teorik bilgileri ile eğitimimde emeği geçen tüm hocalarıma, aynı ortamı paylaştığım, yardımlaştığım tüm arkadaşlarıma, sıcak ilişkiler içinde olduğum tüm personelimize teşekkür ederim.

Dünyanın bir ucundan tungsten karbit kürelerimi getiren, her olumsuzlukta bana nefes veren, tez çalışmam boyunca sabır taşı olan ve bunun yanında kendi başarıları ile benim de gurur duyduğum kız arkadaşım Nehir CANIGÜR'e ve bana destek, huzur ve sevgi ortamı yaratan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZGEÇMİŞ

Adı : Andaç Barkın

Soyadı : Bavbek

Doğum Yeri ve Tarihi : Adana 1978

Eğitimi:

İlkokul : Eskisehir Melahat Ünügür İlkokulu(1989)

Ortaokul ve Lise : Eskişehir Kılıçoğlu Anadolu Lisesi(1996)

Üniversite : Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi(2001)

Doktora Eğitimi :Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2001-.....)

Yabancı Dili : İngilizce

Bilimsel Etkinlikleri :

Katıldığı Kongreler

- E.Ü Dişhekimliği Fakültesi Uluslararası Dişhekimliği Kongresi 29 Eylül-01 Ekim 2005 İzmir
- Türk Prostodonti İmplantoloji Derneği 15. Bilimsel Toplantısı. Ankara
- Frialit İmplant Sempozyumu 16-17 Aralık 2005 İstanbul
- 11th Congress of BaSS- Sarajevo, May 11-14, 2006, Sarajevo, Bosna-Hersek
- 13. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, 19/24 Haziran 2006, Samsun
- 30th Congress of EPA(European Prosthodontic Association), 2nd – 4th November 2006, London, England

Yayınları:

- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam-porselen sistemleri I. Gazi üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 22(1):41-48, 2005
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam-Porselen Sistemleri II. Gazi üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 22(1):49-60, 2005

- Bavbek AB, Korkmaz T, Yılmaz C. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit postların kliniği. Ankara Dişhekimleri Odası Dergisi Aralık 2005
- Bavbek A.B., Korkmaz T., Yılmaz C., Fiber ile güçlendirilmiş kompozit postların mekaniği. Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, Baskıda

Poster Bildirisi:

- Bavbek AB, Kaya Y. Vida yönleri farklı vidalı abutment sistemlerinin bir vakada kullanımı. Türk Prostodonti İmplantoloji Derneği 15. Bilimsel Toplantısı, 22 – 23 Ekim 2005.
- Nalbant L, Çetiner D, Bavbek AB, Uraz A. Aesthetic rehabilitation with ceramic abutments and all-ceramic restorations: A case report, 11th Congress of BaSS- Sarajevo, 11-14 May 2006
- Karaduman B, Turgut Z, Büyüktopçu T, Bavbek B. Ortodontik lastik kullanımına bağlı olarak gelişen hızlı periodontal ataşman kaybı ve tedavisi: olgu bildirimi, Türk periodontoloji derneği 37. bilimsel kongresi, 23-27 mayıs 2007

Sözlü Bildiri:

- Bavbek AB, Doğan A, Yılmaz T. Şiddetli erozyonlu bir vakanın protetik rehabilitasyonu ve bazı tükürük parametrelerinin değerlendirilmesi. E.Ü Dişhekimliği Fakültesi Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, İzmir, 29 Eylül-01 Ekim 2005
- Bavbek AB, Nalbant L. The synergy of orthodontic and prosthetic approach by mock-up Technique: A case report. 11th Congress of BaSS- Sarajevo, 11-14 May 2006
- Bavbek B, Kale Varlık S. Hızlı palatal ekspansiyon sonrası protetik yaklaşım, Türk Dişhekimleri Birliği 13. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, Samsun, 19-24 Haziran 2006
- Bavbek AB, Akçaboy C, Aslan I B. The rehabilitation after an insufficient cleft therapy with a movable bridge technique: A case report 30th Congress of EPA, London, 2nd – 4th November 2006

Konferans:

- Bavbek B, Ortodonti-protez işbirliği, 17. Ağız-Diş Sağlığı Sergi ve Sempozyumu ADO Expo-Dental 2005, Ankara, 27-29 Kasım 2005