

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KİMYASAL YÖNTEMLE YAŞLANDIRILMIŞ TÜM SERAMİK
ÖRNEKLERİN FİZİKOKİMYASAL ANALİZLER İLE
İNCELENMESİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Pınar MAVİGÖZLÜ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Gökhan AKSOY

İZMİR

2014

TEZ ONAY SAYFASI

Kurum Adı :Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi

Anabilim Dalı :Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Program :Doktora

Tez Konusu : Kimyasal Yöntemle Yaşlandırılmış Tüm Seramik Örneklerin Fizikokimyasal Analizler ile incelenmesi.

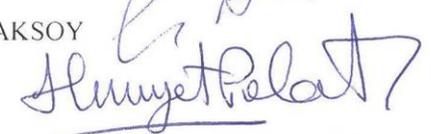
Danışman : Prof.Dr.Mustafa Gökhan AKSOY

Tezi Hazırlayan : Dt.Pınar MAVİGÖZLÜ

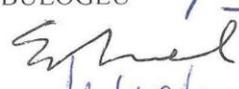
Değerlendirme Kurulu Üyeleri :

Adı Soyadı :

Başkan(Danışman) : Prof.Dr.Mustafa Gökhan AKSOY 

Üye / İmza : Prof.Dr.Hürriyet POLAT 

Üye / İmza : Doç.Dr.T.Övül KÜMBÜLOĞLU 

Üye / İmza : Prof.Dr.Ebru ÇAL 

Üye / İmza :Doç.Dr.Ninel ALVER 

Tezin Kabul Edildiği Tarih :04.04.2014

ÖNSÖZ

Doktora eğitimimin başlangıcından itibaren çalışmalarında beni yönlendiren ve her konuda bana destek olan, varlığıyla her zaman bana güven veren değerli hocam doktora tez danışmanım Prof. Dr. Gökhan AKSOY'a, tez izleme komitesinde yer alan ve değerli fikirleriyle bana yol gösteren Doç. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU'na, kimyasal deneylerin gerçekleştirilmesi sırasında destek veren ve yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Hürriyet POLAT'a, manevi desteğini her zaman yanımda hissettiğim ve benim için ayrı bir yeri olan değerli hocam Prof. Dr. Ebru ÇAL'a, ultrasonik testlerin yapılması ve yorumlanmasını sağlayan Doç. Dr. Ninel ALVER ve Melike ÖZBEKOĞLU'na, mekanik testlerin yapılmasında beni yönlendiren Doç. Dr. Uğur MALAYOĞLU'na, mekanik testleri titizlikle yapan Salih ÇELİK'e, kimyasal analizleri yürüten kimyager arkadaşım Esra CİHAN'a, tezimin istatistiksel değerlendirmeleri için büyük emek sarf eden Doç. Dr. Timur KÖSE'ye, öğrencilik hayatımdan beri mesleki gelişimimde bana birçok olanak sağlayan, tezimin malzemelerinin temin edilmesinde emek veren ve bir çok konuda varlıklarını yanımda hissettiren Doç. Dr. M. Erhan Çömlekoğlu ve Doç. Dr. Mine Dündar Çömlekoğlu'na, klinik deneyimlerini benimle her fırsatta paylaşıp mesleğime bakış açımı genişleten Doç. Dr. Gülcan COŞKUN AKAR ve Doç. Dr. Bülent GÖKÇE'ye teşekkür ederim. Fakültedeki ilk yıllarımdan beri değerli görüşleri ile bana hep destek veren Prof. Dr. Gökhan YILMAZ'a teşekkürü bir borç bilirim.

Seramik örneklerin hazırlanmasında laboratuvar olanaklarını kullanmamı sağlayan DENTAL LABOR, DENTARIUM, BEYLER ve İSMET TALAY Diş Laboratuvarları'na teşekkür ederim.

Her türlü desteğiyle bana ablalık yapan Dr. Rahime TZNSOY AKTAŐ'a, can dostum Dt. İsmigl SALİHOğLU'na, her sıkıŐtıđımda yanımda olan kardeŐlerim Dt. İlker ÖNDER ve Dt. Bengisu YILDIRIM'a, okuldaki neŐe kaynağım Dt. Begüm YERCI KOSOR'a ve diğer çalışma arkadaŐlarım ile tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı çalıŐanlarına teşekkür ederim.

Hayatım boyunca bana her konuda destek veren, beni gclendiren ve hep yanımda olan sevgili annem ve abim'e, varlığıyla bana huzur ve güven veren hayatımın en büyük Őansı eŐime sonsuz teŐekkürler...

Son olarak, bu doktora tezini, bana edindiğim tüm ilkelerimi kazandıran, yanımda olamasa da varlığını her zaman yanımda hissettiğim sevgili babam Hayati BİNGL'e ithaf ediyorum.

İzmir – 2014

Dt. Pınar MAVİGÖZLÜ

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
RESİM LİSTESİ	VI
TABLO LİSTESİ	XI
GRAFİK LİSTESİ	XII
1.1. Genel Bilgiler	5
1.1.1 Tüm Seramik Sistemlerin Gelişimi	5
1.1.2. Dental Seramiğin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri	7
1.1.3. Tüm Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması	10
1.1.3.1. Seramik Alt Yapıların Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması. 10	
1.1.3.2. Seramik Alt Yapıların Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması 11	
1.1.3.3. Seramik Alt Yapıların Güçlendirici Katkı Maddesine Göre Sınıflandırılması	12
1.1.3.4 IPS e.max Sistemi	13
1.1.3.4.1 IPS e.max CAD	14
1.1.3.4.2 IPS e.max Press	14
1.1.3.4.3 IPS e.max ZirCAD	15
1.1.3.4.4 IPS e.max ZirPress	15
1.1.3.4.5 IPS e.max Ceram	16

1.1.4 Zirkonya Esaslı Seramikler	16
1.1.4.1 Uygulama Alanları	16
1.1.4.2 Diş Hekimliğinde Zirkonyum Oksit Kullanımı	17
1.1.4.3 Zirkonyum Oksitin Yapısı.....	18
1.1.4.4 Zirkonya' nın Üretim sistemleri.....	20
1.1.4.4.1 Yarı sinterize Y-TZP bloklar	21
1.1.4.4.2 Tam sinterize Y-TZP bloklar	22
1.1.4.5 Zirkonyum Oksit Alt Yapıya Üst Yapı Seramiğinin Uygulanması ..	22
1.1.4.5.1 Veneer Seramiğin Zirkonya Alt Yapı Üzerine Etkisi	23
1.1.4.5.2 Y-TZP Zirkonya Üzerine Uygulanan Üst Yapı Porselenleri	28
1.1.3.1. Dental Seramiğin Kimyasal Dayanıklılığı	32
1.1.3.2 Sıvı Ortamın Dental Seramiğin Dayanıklılığına Etkisi.....	34
1.1.3.3 Kimyasal Etkilerle Yüzeyin Yıpranması	36
1.1.6 Dental Seramiklerde Yüzey Tabakası ve Pürüzsüzlüğün Önemi	40
1.1.6.1 Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme Yöntemleri	42
1.1.6.1.1 Glazür Katmanının Seramik Üzerine Etkileri.....	43
1.1.6.1.2 Dental Seramiklerde Glazür Tabakası	43
1.1.6.1.3 Dental Seramiklerde Glazür Oluşturma Yöntemleri.....	45
1.1.6.1.2 Dental Seramiklerde Polisaj.....	47
1.1.6.1.2.1. Bitim ve polisaj işleminde kullanılan aletler ve kompozisyonları.....	48

1.1.6.1.2.2. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Polisaj Yöntemleri	50
1.1.6.1.2.2 Bitim Ve Polisaja Etki Eden Faktörler	52
1.1.7 Materyallerin Mekanik Özellikleri	54
1.7.1.1. Stres	54
1.7.1.2 Strain	55
1.7.1.3. Elastite Modülü	56
1.7.1.4. Poisson Oranı	57
1.7.1.5. Dayanım	57
1.7.1.6. Doygunluk	57
1.7.1.7. Kırılma Doygunluğu	58
1.7.1.8. Oransal Limit	59
1.7.1.9. Elastik Limit	59
1.7.1.10 Akma Dayanımı Noktası	59
1.7.1.11 Kırılma Dayanımı	59
1.7.1.12 Sertlik	60
1.7.1.13 Seramiklerin Mekanik Özellikleri	60
1.7.1.14 Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması İçin Uygulanan Mekanik Testler	63
1.7.1.15 Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler	64
1.7.1.16 Bükülme Dayanımı Testleri	65

1.7.1.17 Sertlik Testleri.....	68
1.8 Hasarsız Gözlemler.....	72
BÖLÜM II GEREÇ VE YÖNTEM.....	93
2.1. Kullanılan Materyaller.....	93
2.2. Kullanılan Yöntemler.....	94
2.2.1. Yapılacak Testler İçin Örnek Gruplarının Oluşturulması	94
2.2.2 Deney Örneklerinin Hazırlanması	95
2.2.2.1 Alt Yapıların Hazırlanması.....	95
2.2.2.1.1 IPS e. Max Press Alt Yapıların Hazırlanması.....	95
2.2.2.1.2. IPS e.max CAD Alt Yapıların Hazırlanması	98
2.2.2.1.3 IPS e.Max ZirCAD Alt Yapıların Hazırlanması	100
2.2.2.2. Üst Yapıların Hazırlanması.....	105
2.2.2.2.1. Tabakalama Tekniği le Hazırlanan Örnekler.....	105
2.2.2.2.2. Pressleme Tekniği ile Hazırlanan Örnekler.....	106
2.2.2.2.3. Yüzey Bitirme İşlemlerinin Yapılması.....	108
2.2.2.2.3.1. Overglaze İşlemi.....	109
2.2.2.2.3.2. Mekanik Parlatma İşlemi.....	110
2.3. Örnek Gruplarına Uygulanan İşlemler	111
2.3.1. Ultrasonik Muayene.....	112
2.3.2. Seramik Asit Korozyon İşlemi (Hızlandırılmış Kimyasal Yaşlandırma).....	115
2.3.3. Biaksiyel Bükülme Dayanımı Testi.....	117
2.3.4. Vickers Mikrosertlik Testi.....	123
BÖLÜM III BULGULAR	125

3.1 Biaksiyel Bükülme Dayanımı Değerlerinin İstatistik Bulguları	125
3.2 Ultrasonik Test Bulguları.....	141
3.3 Vickers Mikrosertlik Test Bulguları	146
BÖLÜM IV TARTIŞMA.....	149
BÖLÜM V SONUÇ VE ÖNERİLER.....	179
BÖLÜM VI ÖZET.....	182
BÖLÜM VI ABSTRACT	183
BÖLÜM VII KAYNAKLAR	184
ÖZGEÇMİŞ	227

RESİM LİSTESİ

Resim 1: Ortada bir O atomu bulunan SiO tetra hedra bağları	8
Resim 2: IPS e.max Sistemi	13
Resim 3: Pörözite Hareketi	38
Resim 4: Uygulanan kuvvetin yönüne göre gerilim	55
Resim 5: Gerilim – Gerinim eğrisi.....	56
Resim 6: Sertlik testlerinde yükleme ucunun şekilleri.....	69
Resim 7: Vickers testinde piramit ucun örneğe yük uygulanarak batırılması ve meydana gelen ize ait köşegenlerin ölçülmesi	70
Resim 8: Vickers sertlik değerinin hesaplanması	71
Resim 9: Ultrasonik dalga ile kontrol edilen parça ve osiloskop ekranında elektrik sinyallerinin görüntüsü.....	76
Resim 10: Ultrasonik dalgalarının yayılma yönü	86
Resim 11: Bir ses dalgasının frekansı, periyodu ve dalga boyu	87
Resim 12: Osiloskop ekranı	91
Resim 13: Ekoların arasındaki mesafe göstergesinden dalganın yeri tespit edilmesi	92
Resim 14: Mum örneklerin hazırlanması için kullanılan metal kalıp	95

Resim 15: Mum örneklerin hazırlanması için kullanılan metal kalıp	95
Resim 16: Tijlenmiş mum örnek ve örneklerin manşete alınması, revetman dökülmesi.....	96
Resim 17: Tijlenmiş mum örnek ve örneklerin manşete alınması, revetman dökülmesi.....	96
Resim 18: Tijlenmiş mum örnek ve örneklerin manşete alınması, revetman dökülmesi.....	96
Resim 19: Manşetin EP 600 fırınına alınması.....	97
Resim 20: Manşetin EP 600 fırınına alınması.....	97
Resim 21: Örneklerin tesviyesi ve e.max press invex likitinde bekletilmesi	98
Resim 22: e.max Cad seramik blok, akril tutucu parça ve tutucu parça içine yerleştirilmiş blok	98
Resim 23: e.max Cad seramik blok, akril tutucu parça ve tutucu parça içine yerleştirilmiş blok	98
Resim 24: e.max Cad seramik blok, akril tutucu parça ve tutucu parça içine yerleştirilmiş blok	98
Resim 25: Seramik taşlama cihazından bloğun silindir haline getirilmesi ve silindir şekline getirilmiş bloğun akril tutucuya yerleşmiş hali.....	99

Resim 26 (a ve b): a) Kristalizasyondan önce b) Kristalizasyondan sonra e.max Cad örneklerin görünümü	100
Resim 27: Kullanılan e.max ZirCAD blok	100
Resim 28: Tarama ünitesine yerleştirilen metal tasarım ve işleme ünitesine yerleştirilen zirkonyum blok	101
Resim 29: Tarama ünitesine yerleştirilen metal tasarım ve işleme ünitesine yerleştirilen zirkonyum blok	101
Resim 30: Zirkonyum bloktan freze ile şekillendirilen silindir bloklar	101
Resim 31: Zirkonyum bloktan freze ile şekillendirilen silindir bloklar	101
Resim 32: Metal tutucu parçalar ve alüminyum folyo sarılmış silindirik zirkonyum bloklara yapıştırılması	102
Resim 33: Metal tutucu parçalar ve alüminyum folyo sarılmış silindirik zirkonyum bloklara yapıştırılması	102
Resim 34: Akrilik taşıyıcının tutucuya sabitlenmesi ve kesim işleminin yapılması	103
Resim 35: Akrilik taşıyıcının tutucuya sabitlenmesi ve kesim işleminin yapılması	103
Resim 36: Sirona inFire HTC Speed Sinterleme Fırını	103
Resim 37: Kumpas ile boyutların ölçülmesi	104
Resim 38: Sinterize olmuş alt yapılar	104
Resim 39: Zirliner uygulanması ve fırında pişirildikten sonraki görüntüsü	104

Resim 40: Zirliner uygulanması ve fırında pişirildikten sonraki görüntüsü	104
Resim 41: Üst yapı seramiğinin kondansasyon tekniği ile uygulanması	105
Resim 42: Üst yapı seramiğinin kondansasyon tekniği ile uygulanması	105
Resim 43: Üst yapı seramiğinin tesviyesi	106
Resim 44-45-46: Zirkonyum alt yapının üzerine mum modelaj yapılması	106
Resim 47: Manşete bağlanmış örnekler	107
Resim 48: IPS e.max ZirPress ingotlar ve manşetin fırına yerleştirilmesi	107
Resim 49: IPS e.max ZirPress ingotlar ve manşetin fırına yerleştirilmesi	107
Resim 50: Kumlama ile örneklerin açığa çıkarılması ve manşetten çıkarılmış örnekler	108
Resim 50: Kumlama ile örneklerin açığa çıkarılması ve manşetten çıkarılmış örnekler	108
Resim 52-53-54: Glazür pasta-likidinin uygulanışı ve glazürü tamamlanmış olan örnekler	109
Resim 55: Optrafine Tüm Seramik Bitirme ve Polisaj Seti	110
Resim 56: Çalışmamızda kullanılan ultrasonik cihazın görüntüsü	113
Resim 57: Düz prob ile örneğe boyuna ses dalgası gönderilmesi.....	114

Resim 58: Örneklerin yaşlandırma işleminin gerçekleştirildiği termostatik çalkalama cihazı	116
Resim 59: Düzeneğin alt destek tablası ve üst itici pistonun teknik resmi	117
Resim 60: Evrensel testi cihazına ‘Autograph’ düzeneğin yerleştirilmesi	118
Resim 61: Test düzeneğinin şematik görünümü	118
Resim 62: Biaksiyel bükülme dayanımı testi deney düzeneğinde topların ve örneğin konumlandırılması	119
Resim 63: Biaksiyel bükülme dayanımı testi deney düzeneğinde topların ve örneğin konumlandırılması	119
Resim 64: Uygulanan kuvvetin ardından kırılan A.Seramik B. Zirkonyum alt yapıli örnekler	119
Resim 65: Uygulanan kuvvetin ardından kırılan A.Seramik B. Zirkonyum alt yapıli örnekler	119
Resim 67: Vickers sertlik cihazı	123
Resim 68: Seramik alt yapıli bir örnekten elde edilen osiloskop görüntüsü.....	144
Resim 69: Zirkonyum alt yapıli bir örnekten elde edilen osiloskop görüntüsü.....	144

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Araştırmada kullanılan materyal ve aygıtlar	94
Tablo 2: Kullanılan alt yapı ve üst yapıların markaları ve örnek sayıları.....	95
Tablo 3: Üretici firmanın önerdiği pişirme dereceleri	109
Tablo 4: Örneklerin hazırlanması sonucu elde ettiğimiz alt gruplar ve sayıları	111
Tablo 5: Uygulanan testlerin şematik görünümü	112
Tablo 6: Aşağıdaki formülde kullanılan verilerin kısaltmaları aşağıdaki.....	121
Tablo 7: İstatistiksel analiz sonuçlarının (MPa ± SS) farklı yüzey katmanlarında gruplara göre dağılımı (p<0,05)	126
Tablo 8: Grafiklerde kullanılan kısaltmalar	127
Tablo 9: Grafik 2-3-4-5‘de kullanılan numaraların karşılığı olan gruplar	128
Tablo 10: Seramik alt yapılı örneklerde kimyasal yorgunluk öncesinde ve sonrasında elde edilen kalınlık değerleri.....	142
Tablo 11: Seramik alt yapılı örneklerde kimyasal yorgunluk öncesinde ve sonrasında elde edilen kalınlık değerleri.....	143
Tablo 12: Çalışmada kullanılan malzemelerin akustik ses hızı, elastiklik modülü değerleri ve poisson oranları	145
Tablo 13: Sertlik değerlerinin (HVN ± SS) istatistiksel analiz sonuçlarının gruplara göre dağılımı	146

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 1: En alt tabakadaki dayanım değerleri değişimlerinin yorgunluk öncesi ve sonrasında tanımlayıcı istatistik grafiği	127
Grafik 2: Üst yüzeydeki bükülme dayanımı değerlerinin seramik alt yapılı ve zirkonyum alt yapılı gruplarla karşılaştırması.....	128
Grafik 3: Alt yüzeydeki bükülme dayanımı değerlerinin seramik alt yapılı ve zirkonyum alt yapılı gruplarla karşılaştırması.....	129
Grafik 4: Alt ara yüzeydeki bükülme dayanımı değerlerinin seramik alt yapılı ve zirkonyum alt yapılı gruplarla karşılaştırması.....	129
Grafik 5: Üst ara yüzeyde bükülme dayanımı değerlerinin seramik alt yapılı ve zirkonyum alt yapılı gruplarla karşılaştırması.....	130
Grafik 6: Kimyasal yorgunluk sonrasında glazürlü ve polisajlı örneklerin grup içi dağılımı	131
Grafik 7: Kimyasal yorgunluk sonrasında glazürlü ve polisajlı örneklerin grup içi dağılımı	131
Grafik 8: CTP grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler... ..	133
Grafik 9: CTP grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler	133

Grafik 10: CTG grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler	134
Grafik 11: CTG grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler	134
Grafik 12: PTP grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler	135
Grafik 13: PTP grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler	135
Grafik 14: PTG grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler	136
Grafik 15: PTG grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler	136
Grafik 16: ZTP grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler	137
Grafik 17: ZTP grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler	137

Grafik 18: ZTG grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler	
.....	138
Grafik 19: ZTG grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler	
.....	138
Grafik 20: ZPP grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler	
.....	139
Grafik 21: ZPP grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler	
.....	139
Grafik 22: ZPG grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler	
.....	140
Grafik 23: ZPG grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler	
.....	140
Grafik 24: Kimyasal yorgunluk öncesi ve sonrasında ortalama sertlik değerleri	
değişimlerinin box-plot grafiği	147
Grafik 25: Kimyasal yorgunluk öncesi ve sonrasında ortalama sertlik değerleri	
değişimlerinin tanımlayıcı istatistik grafiği	147

BÖLÜM I

GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinde estetik arayış, tüm seramik sistemlerinin gelişmesinde önemli bir etken olmuştur. Günümüzde metal-seramik sistemlerin bilinen potansiyel allerjik ve toksik etkileri, ağız içinde korozyon ve oksidasyona uğrama eğilimleri, metallerin ışık geçirmez ve opak yapıları nedeniyle estetik açıdan olumsuz bir görünüm oluşturmaları, ağız-diş sağlığı konusunda bilinçlenmiş ve estetik beklentisi yükselmiş hastaları, tüm seramik restorasyonlara yönlendirmektedir. Materyal teknolojisindeki ve üretim prosedürlerindeki son gelişmeler sayesinde, günümüzde metal alt yapı içermeyen, mükemmel estetik ve biyouyumluluğa sahip çeşitli yöntemlerle güçlendirilmiş çok sayıda tüm seramik sistemi geliştirilmiştir. Ancak günümüzde bu restorasyonların kırılma dayanımı, estetiği, marjinal ve internal uyumu, kimyasal dayanımı gibi etkenler uzun süreli başarıları açısından tartışılmaktadır.

Seramiklerin üstün estetik özelliklerine rağmen, en önemli sorunlarından biri kırılmaya olan yatkınlıklarıdır. Seramikler iç yapısında ve yüzeyinde doğal olarak çatlak ve yapısal defektler bulundurulur. Seramik malzemelerin mekanik dayanımında yüzeydeki çatlakların varlığı asıl belirleyici etkenlerin başında gelir. Çünkü mekanik yükleme sırasında bu çatlaklar stres yoğunlaştırıcı davranış sergilerler. Çatlağın ucundaki stres yoğunluğu, materyalde çatlak ilerlemesine olan dirençten daha yüksek olduğu zaman katastrofik kırılma meydana gelir (50, 105, 234).

Çatlak büyümesine sebep olan etkenler olarak, çatlak ucunda oluşan plastik deformasyon ve çatlak ucundaki kimyasal bağlar ile ortam arasında oluşan kimyasal reaksiyon gösterilmektedir. Ancak taranan kaynaklarda kimyasal reaksiyon teorisinin

daha geçerli olduğunu görmekteyiz. Bunun nedeni olarak suyun kimyasal bağlara elektron ve proton verme yeteneğinden dolayı su moleküllerinin gergin Si-O bağı ile doğrudan tepkimeye girmesi gösterilmektedir. Bu karakteristik özelliğe sahip olan diğer kimyasallar çatlak büyümesine sebep olurlar (240).

Sonuç olarak dental porselenlerde çatlak ilerlemesi ve degradasyon, sulu çözeltilerde ve eroziv ajanlarda daha da artar (1). Bu fenomen cam fazda, kristalin faza göre çok daha az stabil olan alkali metal iyonların selektif salınımı sonucu oluşur. Porselen degradasyonunun sonucunda yüzeyde pürüzlülüğünde artış, karşı materyalde aşınma ve daha da ötesi çatlak ilerlemesi sonucu porselenin dayanıklılığını düşürebilir (21).

Porselen malzeme mekanik dayanım açısından değerlendirildiğinde çekme türü gerilmelere daha dayanıksız olduğu bilinmektedir. Porselenlerin kırılması çekme stresleriyle başlar ve yüzeyde bulunan çatlaklar, porselen kitlesi boyunca devam eder. Seramiklerdeki kovalent ve iyonik bağlar büyük inter atomik kuvvetlerle birliktedir ve bu nedenle metallerle karşılaştırıldığında plastik deformasyona karşı güçlü bir direnç gelişir. Dışarıdan gelen yükler plastik akma (geri dönme) ile rahatlama yerine çatlığa yatkın bölgelerde stres birikimine neden olurlar. Dolayısıyla porselenler, plastik deformasyonlara sahip olmadıkları için, çekme kuvvetleri her yerde eşit olarak uygulanamaz.

Taranan kaynaklarda porselendeki çekme testlerindeki sorunlar nedeniyle ve sabit protezlerin gerilme dağılımı daha iyi simüle etmeleri nedeniyle porselenlere ait dayanıklılığı değerlendirmek amacıyla bükülme dayanımı testinin diğer testlere göre tercih edildiğini görmekteyiz. Malzemenin bükülme dayanımı bir sabit restorasyonların başarısı için önemli bir faktördür. Anusavice ve ark.'nın belirttiğine

göre bu test bir anlamda, aynı anda çekme, basınç ve kayma gerilmelerinin olduğu kolektif bir ölçümdür (24).

Estetik, mekanik ve plak retansiyonu açısından porselen restorasyonların yüzeyinin olabildiğince pürüzsüz olması gerekmektedir. Farklı metodlarla uygulanan bitirme işlemleri ile porselen materyali doğal diş minesini taklit edebilecek kadar iyi estetik özellikler gösterebilirken kırılma yapısının da güçlenmesi sağlanmaktadır. Restoratif diş hekimliğinde seramik sistemlerin yüzey katmanları, çeşitli bitirme işlemlerinin ardından glazür veya polisaj yöntemlerinin uygulanmasıyla optimum koşullarda oluşturulmalıdır (24).

Kaynaklarda, güncel seramiklerin potansiyel kimyasal bozunmaları ve element salınımları ile ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Ancak kimyasal yorulmanın seramiklerde çatlakların ilerlemesine ve bunun bükülme dayanıklılığına olan etkisi ile alt yapı - üst yapı seramiği arasındaki interzon bölgesi üzerine olan olası etkileri ile ilgili yeterli çalışmaya rastlanılamamıştır. Bu araştırmada bu nedenle kimyasal çözünmenin üst yüzey yapısına etkilerinin yanı sıra iki katmanlı yapıda olan bu seramiklerde arayüzdeki etkilerinin de değerlendirilmesi hedeflenmektedir.

Bilindiği üzere seramik bir protezin kullanım ömrünü belirleyen en önemli faktörlerden birisi iki katmanlı yapının arayüz bölgesindeki kimyasal bağların bozulmasıdır. Daha önce yapılan çalışmalarda üst yapı seramiğinde kimyasal yıpranmalar sonucu malzemedeki çatlakların şeklinde ve derinliklerinde farklılaşmalar olduğuna ve de yeni çatlak formasyonlarının oluştuğuna değinilmektedir. Üst yapı seramiğinde oluşabilecek bu yapısal farklılaşmaların arayüz bölgesine olabilecek olası olumsuz etkileri bu araştırmada değerlendirilmiştir.

Bu amaçla araştırmamızda hazırladığımız örneklere kimyasal yorgunluk oluşturabilecek deneysel döngüden önce ve sonra mekanik dayanım testlerinin

uygulanması hedeflenmektedir. Ayrıca çalışmamızda hazırladığımız örneklerle mekanik test uygulamadan önce hasarsız bir gözlem yöntemi olan ultrasonik test yöntemi uygulaması, kimyasal yorgunluk öncesinde ve sonrasında aynı örnekteki seramik iç yapı özelliklerinin karşılaştırılmasına olanak sağladığı için elde edilen deney sonuçlarının güvenilirliğini arttıracaktır.

Bu in vitro çalışmada amaçlanan, glazür ve polisaj bitirme teknikleri uygulanan farklı tüm seramik türlerinde kimyasal yorulmanın etkisiyle; biaksiyel bükülme dayanıklılıklarında, alt yapı-üst yapı bağlantılarında oluşabilecek değişiklikler karşılaştırılarak, klinik uygulamalarda hangi tüm seramik sisteminin daha üstün olduğu, hangi yüzey hazırlama yönteminin hangi seramik sisteminde kullanımının daha uygun olduğunun belirlenmesidir. Böylelikle klinikte daha dayanıklı, kırık oluşturmadan uzun süre dayanabilen ve başarı oranı yüksek restorasyonlar hazırlayabilmek için tüm seramiklerin dirençlerini artırma yönünde uygun yöntemlerin uygulanmasına rehberlik edilecektir. Bu çalışmanın H_0 hipotezi, kimyasal yaşlanmanın, farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanmış porselenlerin mekanik özelliklerini etkilemediğidir.

1.1. GENEL BİLGİLER

1.1.1. Tüm Seramik Sistemlerin Gelişimi

18. yüzyılın başlarında Fauchard'ın, seramiği diş hekimliğinde kullanmaya başlaması, seramiğin protetik diş hekimliğine girişi olarak kabul edilebilir (5,6). Tüm seramik kron ilk kez 1886'da Land tarafından geliştirilmiş ve porselen jaket kron olarak adlandırılmıştır. 1949 yılında Gatzka, seramiğin vakum ortamında pişirilme tekniğini geliştirerek seramik diş sanayisine büyük bir yenilik getirmiştir. Ancak dayanıklılıklarının az olması, restorasyonların kenar uyumlarının kötü olması ve yüzeylerindeki mikroçatlaklardan dolayı kolaylıkla kırılmaları nedeniyle oldukça hassas olduklarından, kullanımları sınırlandırılmıştır. (169)

1965 yılında McLean ve Hugues, kırığın ilerlemesini bloke etmek için %40-50 oranında alümina kristallerini ihtiva eden alüminöz porselenden yapılmış iç kron kullanıldığı porselen jaket kronları geliştirmişlerdir. Teknolojik gelişmeler yeni seramik tipleri ve sistemleri üretirken, seramiğin kullanım alanını da genişletmiştir. Bir dental materyal olarak, seramiğin korozyona, aşınmaya ve asitlere direncinin birçok materyale göre daha üstün olması ve biyoinert özelliği, araştırmaların bu materyal üzerinde yoğunlaşmasına neden olmuştur. (171)

1983'de Grossman ve 1984'de Adair tarafından dökülebilir cam seramik olan Dicor geliştirildi. Aynı dönemlerde Bruggers'de Hi-Ceram'ı geliştirmiştir. 1989'da alüminyum oksit içeriği %90'nın üzerine çıkarılmış ve dayanıklılığı artırılmış core seramiğinin, In-Ceram adıyla piyasaya sunulmuştur. Ayrıca 1993'de %100 alümina (Al_2O_3) içeren yeni bir core materyali olan Procera Al-Ceram (Procera Sanvik, Sweden) geliştirilmiştir.

Son yıllarda yapılan araştırmalar, dental seramiklerin mikro yapısının modifiye edilerek kuvvetlendirilmesine odaklanmıştır. Gelişen teknoloji ile birlikte fabrikasyon olarak hazırlanmış ve glendirilmif seramik bloklardan CAD (Bilgisayar Yardımı ile Tasarım)-CAM (Bilgisayar Yardımı ile üretim) teknolojisi ile üretilen restorasyonlar da diş hekimliği pratiğinde giderek yaygınlaşan uygulamalardır.

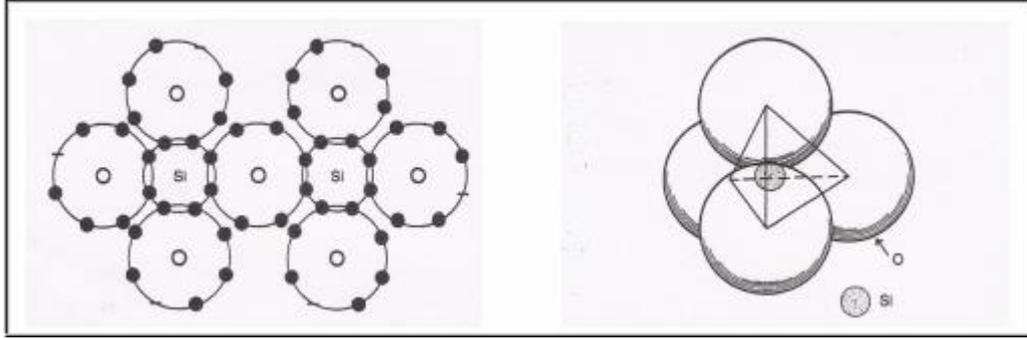
Materyallerin gelişimi ile beraber CAD/CAM teknolojisindeki ilerlemeler sonucunda, klinik olarak başarılı tüm seramik restorasyonlarına ulaşılmıştır. Kron köprü restorasyonlarında YTZ-P esaslı seramiklerin hiç camsf yapı içermeyip, tüm atomların düzenli bir patern içinde yerleşmiş olması malzemenin yoğun ve güçlü olmasını sağlar. Bu sebeple YTZ-P esaslı seramikleri değişik Őekillerde üretmek zordur. Güdük üzerinde direkt sinterizasyona uygun değildirler. Sadece freze teknikleri ile Őekillendirilebilmektedir ve bu teknikler de, CAD/CAM sistemlerini gerektirmektedir. Dolayısıyla CAD/CAM sisteminin geliştirilmesiyle YTZ-P esaslı seramiklerin de uygulanması yaygınlaşmıştır.

1984 den günümüze Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. Dental CAD/CAM sistemlerin son 20 yılda kullanımları gittikçe artmış, günümüzde CAD/CAM sistemleri oldukça popüler hale gelmiş, bu sistemlerle birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerinin kullanımına başlanmıştır. Bilgisayar teknolojisi, seramik alt yapıların hazırlanmasında diş hekimliğine önemli bir zenginlik katmıştır. (262)

1.1.2. Dental Seramiğin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (181). En mükemmel Çin seramiğinden tabiatta doğal olarak bulunan seramik malzemesine kadar bütün seramikler aynı yapıya sahiptirler. Çeşitli seramik türleri arasındaki farkı yaratan, temel içeriklerinin oranındaki ve pişirme işlemlerindeki farklılıklardır.

Tüm camsı yapılarda esas iyon olarak bulunan oksijen (anyon); silisyum, boron, germanyum ve fosfor (katyon) gibi küçük atomlarla çok stabil bağlar oluştururlar. Dental seramikler, silisyum ve oksijen atomlarının kombinasyonu ile meydana gelen nonkristalin camsı yapıdan oluşurlar. Cam faz, dört köşesinde O^- anyonları bulunan tetrahedral bir yapının merkezinde, Si^{4+} katyonunun konumlandığı, Si–O tetrahedral yapısı şeklindedir (Resim 1). SiO_4 tetrahedra, bir diğeriyle bu köşeleri paylaşarak bağlanmaktadır. Silisyum ve oksijen atomlarını birarada tutan atomik bağlar hem kovalent hem de iyonik karakterdedir. Bu sayede porselen sert, yüksek elastisite modülüne sahip olduğu gibi ısıl ve kimyasal ajanlara karşı da dirençli olmaktadır. Cam matriks olarak kullanılan silikon–oksijen ağına, potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksitlerin ilave edilmesiyle, porselene düşük kaynaşma ısı, yüksek viskozite (yoğun ve akışı zor yapı) ve devitrifikasyona direnç (camlaşmanın engellenmesi) gibi özellikler kazandırılır (171).



Resim 1: Ortada bir O atomu bulunan SiO tetra hedra bağları (169)

Restoratif dişhekimliğinde kullanılan seramikler, üç ana maddeden meydana gelmektedir. Bunlar feldspat, kuartz ve kaolindir.

Kaolin, ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) bir hidrate alumina silikattır. Fırınlanmamış porselenin işlenebilirliğini artırır ve adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelerek, kuartz ve feldspat için bağlayıcı görevi görür. Dental porselenlerdeki oranı, opak yapısı ve yüksek ısılarıdaki büzülmesi nedeni ile % 3-5 arasında değişir.

Silika (SiO_2), porselen yapısı içinde dayanıklılığı artırıcı rol oynar. Bu madde matriks içinde doldurucu görevi yapmakta ve pişme sonucu oluşacak büzülmeleri önleyerek kitleye stabilite sağlamaktadır. Dental porselenlerde %12-25 oranında kullanılır. Silikaya kum ya da kuartz da denmektedir. Yüksek sıcaklıklarda ergidiği için seramik restorasyonun şeklinin korunmasını sağlamaktadır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm vermektedir .

Feldspat, potasyum alumina silikat ($\text{K}_2\text{O}_3 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) ve sodyum alumina silikat ($\text{Na}_2 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) karışımından oluşur. Doğal feldspar hiçbir zaman saf değildir ve değişen oranlarda potas (K_2O) ve soda (Na_2O) içerir. 1250-1500 $^{\circ}\text{C}$ arasında eridiğinde silika fazlı cam haline gelir. Soda içeren feldspatlar

porcelenin ergime derecesini düşürür. Potas içeren feldspatlar ise erimiş cam yapının viskozitesini arttırır. Fırınlama ısısında porcelenin akışkanlığını arttıran bu özellik, yapının ince detaylarının deforme olmadan korunmasını sağlar.

Temel matriksi oluşturan SiO_4 (silisyum tetrahedra) yapının bazı özelliklerinin modifiye edilmesi için cam modifiye edici ajanlar (flux) adı verilen metal oksitleri ana yapıya katarlar. Kalsiyum oksit, sodyum oksit ve potasyum oksit gibi cam modifiye edici ajanlar katılarak ergime derecesinin düşürülmesi, ısıl genişleme katsayısının arttırılması amaçlanır. Ancak bu oksitlerin ilavesi aynı zamanda yapının vizkozitesini düşürür ve daha akışkan bir hamur elde edilir. Bu durum ise seramiğe istenen şeklin verilmesini güçleştireceği gibi verilen şeklin fırlama sırasında stabil kalmasını da güçleştirir. Bu nedenle seramiğin vizkozitesini ve direncini arttırmak amacıyla “ara oksit” adı verilen Al_2O_3 ilave edilir. Al_2O_3 ' in ara oksit olarak tanımlanmasının nedeni alüminyumun +3 yüklü olması nedeni ile +4 yüklü silisyum iyonu ile silisyum tetrahedra yapısını oluşturamamasıdır. Tetrahedra yapının oluşturulabilmesi için ortamda “+” yüklü bir metal iyonunun bulunması gerekir. Na gibi alkali bir metal varlığında Na^+ elektronötraliteyi sağlar.

Dental seramiklerde camlaşma reaksiyonunun kolaylaşması için yapıya ayrıca borik oksit ilave edilir. Tüm bu yapıların seramiklerde belirli oranlarda kullanılması ile ideal bir seramik karışımı elde edilir. Seramik yapıya ilave edilen cam modifiye edici ajanların uygun oranlarda kullanılmaması camı yapının bozulması anlamına gelen “devitrifikasyon” ile sonuçlanır. Devitrifikasyon, vitrifikasyon adı verilen camlaşma reaksiyonunun gerçekleşmemesi olayıdır. Sodyum ve potasyum iyonlarının çok fazla ilave edilmesi sonucu silisyum atomlarının oksijen atomları ile yaptığı bağlar sodyum ve

potasyum ile yer değiştirir. Bunun sonucunda, camsı yapıyı oluşturan silisyum tetrahedra yapısı tam olarak oluşturulamaz. Devitrifikasyon olayı geri dönüşü olmayan bir olaydır ve sonuçta glazrlenemeyen, bulutlu görünen bir yüzey oluşur. Devitrifikasyon en fazla metal destekli seramiklerde görülebilir. Çünkü cam modifiye edici oksitler, seramiğin ısısız genleşme katsayısını metale yaklaştırmak için en fazla metallerle birlikte kullanılan seramiklere ilave edilirler.

Seramiğin ağızda kullanılabilmesi için çeşitli renk tonlarının elde edilmesi gerekir. Doğal diş renklerine yakın tonların elde edilebilmesi için titanyum, manganez, demir, kobalt, bakır, nikel gibi çeşitli metallerin metal oksitleri kullanılır (169).

1.1.3. Tüm Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tamamı seramik sistemler için çeşitli sınıflandırmalar mevcuttur. Kullanılan materyalin kimyasal yapısına, güçlendirici katkı maddesine, yapım tekniklerine göre sınıflandırmalar yapılabilir.

1.1.3.1. Seramik Alt Yapıların Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması;

- A.** Platin folyo tekniği (Renaissance, Sunrise, OptecHSP)
- B.** Refrakter model üzerinde işlenen aluminz porselenler (Hi-Ceram, In-Ceram, Cerestore, Turkomcera)
- C.** Isı ve basınçla şekillendirilen porselenler (IPS Empress, IPS Empress II, Finesse, Carrara Press, Evopress, OPC 3G, Authentic Press)
- D.** Cam seramik döküm (Cera Pearl, Dicor)
- E.** CAD-CAM ve kopya freze tekniğine dayalı sistemler

1- CAD-CAM tekniğine dayalı sistemler

- a) Prefabrik seramik ingotların CAD-CAM freze ile şekillendirilmesi (IPS e.max Cad)
- b) Yüksek saflıkta alüminanın CAD-CAM ile hazırlanmış özel model üzerinde şekillendirilmesi (Procera All-Ceram)
- c) Presinterize Y-TZP blanklerin CAD CAM freze ile şekillendirilmesi (Cercon, IPS e.max ZirCAD, LAVA, Hint ELS)
- d) Yüksek saflıkta alüminanın CAD-CAM elektroforez ile şekillendirilmesi (Wolceram)

2- Kopya – Freze Tekniğine Dayalı Sistemler

- a) Prefabrik seramik ingotların kopya freze ile şekillendirilmesi (Celay)
- b) Presinterize Y-TZP blanklerin kopya freze ile şekillendirilmesi (Zirkonzahn, Ceramill).

1.1.3.2 Seramik Alt yapıların Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması

A. CAM SERAMİKLER

- a. Tetrasilisik Floromika bazlı cam seramikler (Dicor- Dentsply)
- b. Hidroksilapatit bazlı cam seramikler (Cerapearl- Kyocera)
- c. Lösit bazlı cam seramikler (IPS Empress-Ivoclar, Carrara-Elephant, Authentic-Ceramay GmbH, Evopress-Wegold&De, Finesse-Ceramco)
- d. Lityumdisilikat bazlı cam seramikler (Empress2-Ivoclar)
- e. Flor apatit bazlı cam seramikler (IPS d.Sign (Ivoclar)

B. ALUMİNÖZ SERAMİKLER

- a. Alumina katkılı feldispatik seramik (Hi-Ceram)
- b. Cam infiltrasyonlu alumina (In-Ceram)
- c. Yüksek saflıkta yoğun sinterize alumina (Procera All Ceram)
- d. Zirkonyum katkılı alumina (In-Ceram Zirkonya)

C. Y- TZP SERAMİKLER

- a. Green Blank (Presinterize)
- b. HIP Blank (Sinterize)

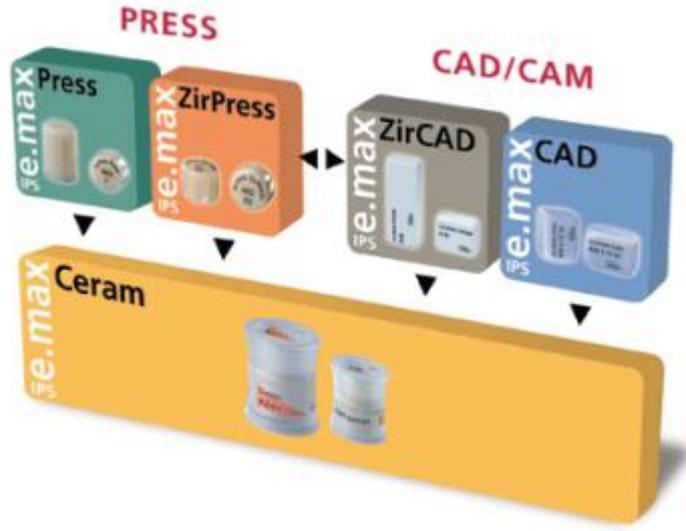
1.1.3.3 Seramik Alt Yapıların Güçlendirici Katkı Maddesine Göre

Sınıflandırılması

- A. Alumina (Hi-Ceram)
- B. Cam infüzyonlu alumina (In-Ceram Alumina)
- C. Cam infüzyonlu zirkon-alumina (Wolceram, Inceram Zirconia)
- D. Yüksek saflıkta yoğun sinterize alümina (Procera)
- E. Lösit (IPS Empress, Finesse, Touch Press)
- F. Lityum disilikat ve floroapatit (Empress II, IPS e.max)
- G. Hidroksilapatit (Cerapearl)
- H. Tetrasilisik Floromika (Dicor)
- İ. Zirkonyum oksit (Cercon Smart Ceramics, Zirkonzahn, Ceramill, IPS e.max

ZirCAD)

1.1.3.4 IPS e.max Sistemi



Resim 2. IPS e.max Sistemi

IPS e.max sistemi aşağıdaki 5 komponenti içeren bir tüm seramik sistemidir (223). (Resim 2)

- IPS e.max Press (Presleme tekniği için lityum disilikat cam seramik ingotlar)
- IPS e.max ZirPress (Press-on teknik için florapatit cam seramik ingotlar)
- IPS e.max CAD (CAD/CAM teknik için lityum disilikat cam seramik bloklar)
- IPS e.max ZirCAD (CAD/CAM teknik için zirkonyum oksit bloklar)
- IPS e.max Ceram (florapatit kaplama seramiği)

IPS e-max (Ivoclar Vivadent) tam seramik sistemi, üretici firma tarafından IPS Empress II'den sonra 2005 yılında geliştirilmiştir. Ön ve arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılabilen 5 ayrı komponentin (e-max Press, e-max CAD, e-max ZirPress, e-max ZirCAD ve e-max Ceram) tek başına ya da beraber kullanımıyla, hem basınçlı döküm hem de CAD-CAM tekniklerini beraber sunmaktadır.

IPS e.max lityum disilikat; iğne uçlu kristal yapıya sahiptir ve bu yapı materyale oldukça iyi dayanıklılık ve üstün optik özellikler kazandırmaktadır. IPS e.max lityum disilikat geleneksel olarak preslenebilmekte (IPS e.max Press) ya da CAD/CAM (IPS e.max CAD) teknolojisi ile işlenebilmektedir (223).

1.1.3.4.1 IPS e.max CAD

IPS e.max CAD “mavi blok” iki basamaklı kristalizasyon işlemini kullanır. İki basamaklı kristalizasyonda kontrollü çift nükleasyon işlemi gerçekleşir. İlk basamakta lityum meta-silikat kristalleri çöker. Elde edilen cam seramik bu aşamada aşındırma için uygun özelliktedir ve içeriğindeki ilave renklendiriciler nedeniyle mavi renklidir. İkinci ısıl işlem aşındırma tamamlandıktan sonra yapılır ve meta-silikat faz tamamen çözünür, lityum disilikat kristalize olur. Bu ısıl işlem porselen fırınında 840-850°C’de gerçekleştirilir. Mavi renkteki cam seramik kristal boyutları yaklaşık 0.5 µm çapında olan hacimce %40 oranında lityum meta-silikat kristalleri içerir. Son aşamadaki mikroyapı ise lityum disilikattan oluşur ve restorasyona yüksek dayanıklılık ve translusensi gibi mekanik ve fiziksel özelliklerini kazandırır. Bu aşamadaki cam seramik kristal boyutları yaklaşık 1.5 µm olan hacimce %70 lityum disilikat kristallerinden oluşur (223).

1.1.3.4.2 IPS e.max Press

Empress II tüm seramik sisteminin daha gelişmiş versiyonu olan IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) restorasyonlar; lityum disilikat cam seramik içeriğe sahip olan ingotların preslenmesi ile elde edilmektedir. Seramik altyapı ile elde edilen restorasyonlar daha estetik ve 400 MPa’lık mukavemeti ile cam-seramik restorasyonun konvansiyonel simantasyonuna izin

verdiği bildirilmiştir. e-max Press, IPS Empress II' ye benzer teknikle hazırlandıktan sonra e-max Ceram seramiğiyle veneer restorasyonu oluşturularak bitimi yapılır.

Preslenebilir lityum disilikat materyalin mikroyapısı hacimce yaklaşık %70 oranında cam matriks içerisinde kristalize iğne uçlu lityum disilikat kristalleri içerir. Bu kristallerin uzunluğu yaklaşık 3-6 µm kadardır. IPS e.max Press ve IPS e.max CAD'in kristalleri aynı kompozisyondadır. Her iki yapı da %70 lityum disilikattan oluşur ancak bu kristallerin büyüklük ve uzunlukları farklıdır. Bu yüzden iki materyalin termal ekspansiyon katsayısı (CTE), elastiklik modülü, kimyasal çözünürlüğü gibi özellikleri aynı iken; bükülme dayanımı ve kırılma sertliği IPS e.max Press için bir miktar daha fazladır (223).

1.1.3.4.3 IPS e.max ZirCAD

IPS e.max ZirCAD Ivoclar firması tarafından CAD/CAM teknolojisiyle kullanılmak üzere üretilmiş Y-TZP bloktur. Tasarlanan restorasyon, sinterizasyon büzülmesini karşılamak için normal boyutlarından %20 daha geniş işlenir (223).

1.1.3.4.4 IPS e.max ZirPress

Yine bu sistemle geliştirilen IPS e.max ZirPress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)'in florapatit içeriği ile zirkonyum altyapılı tüm seramik restorasyonların veneer porseleni ile kaplanmasına alternatif olarak geliştirildiği belirtilmiştir. İçeriğinde feldspat veya lösit yoktur. Bu sistemde amaç zirkonyum altyapılı seramiklerin, flor apatit ingotların preslenmesi ile kaplanması ve optik özelliklerinin doğal dişe daha yakın hale getirilmesidir. İşlemin ardından

restorasyona veneer porseleni eklenebildiği ya da ekstrensek olarak renklendirilebildiği bildirilmiştir (223).

1.1.3.4.5 IPS e.max Ceram

Nano fluorapatit ve dūřuk ısı cam seramiđi; hem press teknolojisi, hem de CAD/CAM teknolojisi ile ūretilen restorasyonlar iēin karakterizasyon ve yıđma seramiđi olarak kullanılmaktadır. Bu materyal feldspat veya lōsit iēermemektedir. Nano- fluorapatit kristaller iēeren bu yeni madde jenerasyonu, vital diřlerin kristal yapı ūzelliklerini gōsterdiđi gibi yıđma maddesinin tipine gōre translusens, parlaklık ve opalasens deđerlerin ayarlanabildiđi kombinasyonlar sađlamaktadır.

Bu materyal konseptinin bir diđer yeni ūrūnū olan IPS e.max Zirliner ise hem zirkonyum oksit alt yapı ile ūst yapı seramiđinin bađlantısını sađlamakta, hem de alt yapının ıřık geēirgenliđi ve fluoresans ūzelliđini arttırmaktadır. Ayrıca zirkonyum oksit alt yapıya, renklendirilmiř bir karakter kazandırarak, IPS e.max Press veya IPS e.max CAD'in sahip olduđu cam seramik rengine uydurmak mūmkūn olabilmektedir (223).

1.1.4 Zirkonya Esash Seramikler

1.1.4.1 Uygulama Alanları

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasından sonra oluřan reaksiyon ūrūnlerinden elde edilmiřtir. 1824 yılında Jons Berzelins tarafından potasyumla iřlenerek izole edilmiřtir. Ūstūn mekanik ūzellikleri ve biyouyumluluđu sayesinde, 80'li yılların sonunda biyomedikal alanda ortopedik kalēa eklemi

protezlerinin yapımında kullanılmıştır (58). Ortopedide ilk kullanımı Christel' in zirkonya total kalça protezlerini üretmesiyle gerçekleşmiştir (61). Ancak 2001 yılından sonra bir seri başarısızlıktan dolayı biyomedikal kullanımı % 90 azalmıştır (58). Çünkü bu alanda kullanılan Mg ile stabilize zirkonyanın, aşınmalara neden olduğu görülmüştür (210). Zirkonyum metali korozyona dayanıklılığı ve nötron absorplama özelliğinin az olması nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesi olarak, yanıcı özelliğinden dolayı askeriyede ve düşük sıcaklıklarda süper iletken özelliği nedeniyle mıknatıs yapımında kullanılmaktadır. Genellikle uçuş sektöründe ve ergime noktasının yüksek olmasından dolayı yüksek sıcaklıklara dayanabilen nükleer sanayide kullanılan sağlam ve hafif bir maddedir (260).

1.1.4.2 Diş Hekimliğinde Zirkonyum Oksit Kullanımı

Diş hekimliğinde zirkonyum ilk olarak endodontik post (174) ortodontik braket (139, 148, 250) ve implant abutmenti (43) olarak kullanılmaya başlanmıştır. Uzun yıllar nadir toprak elementleri ile karıştırılarak seramik pigmentleri olarak kullanılmıştır. ZrO_2 kristali tane çapının küçük olması, dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastiklik modülünün az olması nedeniyle son dönemde diş hekimliğinde yaygın bir kullanım alanı bulmaktadır. Yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) alt yapılar, tam seramik restorasyonların sınırlamalarını azaltarak arka bölge dişlerinde 3-4 üniteli tam seramik köprülerin yapımına imkan vermektedir. Kron köprü restorasyonlarında Y-TZP seramiklerin day üzerinde direkt sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmekte, bu teknikler de CAD/CAM sistemlerini gerektirmektedir. Materyallerin gelişimi ile beraber CAD/CAM teknolojisindeki ilerlemeler

sonucunda, günümüzde klinik olarak başarılı tüm seramik restorasyonlar yapılabilmektedir (214). Ayrıca son yıllarda kemik içi implant materyali olarak da kullanılmaya başlanmış ve uzun süreli klinik çalışmalarda başarılı sonuçlar alınmıştır (41).

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin sahip olmaları gereken en önemli özelliklerden biri de ağız ortamında kimyasal durağanlığın iyi olmasıdır. Zirkonya esaslı seramiklerin asidik ve alkali ortamlarda çözünürlük değerlerinin önerilen sınırların altında bulunması, kimyasal durağanlık açısından ağız ortamında kullanılacak bir restoratif materyal olduğunu göstermektedir (27).

1.1.4.3 Zirkonyum Oksitin Yapısı

Zirkonyum, sembolü ‘Zr’ olan kimyasal bir elementtir. Arapça ‘altın renginde’ anlamına gelen ‘zargon’ kelimesinden türetilmiştir. ‘Zargon’ kelimesi ise Pers dilinde ‘Zar’ (altın) ve ‘Gun’ (renk) kelimelerinden oluşmuştur . Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22’dir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C’dir ve termal iletkenliği düşüktür. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Zirkonyum doğada saf halde olmayıp, baddeleyit olarak da bilinen metal oksiti “zirkonya (ZrO₂)” veya silikat oksit ile yaptığı bileşik olan “zirkon (ZrSiO₄)” şeklinde bulunmaktadır. Ancak bu mineraller doğadan elde edildiklerinde uranyum ve toryum gibi radyoaktif elementler içerebilmektedirler. Biyomateryal olarak kullanılacak saf zirkonya tozu elde etmek için materyal, karmaşık ve zaman alıcı bir arıtma işlemine tabi tutulmaktadır (210).

Kristal yapısı değişken bir materyal olan zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 ana fazda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir. Oda ısısında monoklinik fazda olan saf zirkonya, 1170°C üzerinde daha yoğun bir yapı olan tetragonal faza geçmektedir. Bu faz değişimi ile beraber kitle ortalama % 5' lik bir hacim azalması göstermektedir. 1170°C ve 2370°C arasında tetragonal fazda stabil olan zirkonya, daha yüksek sıcaklıkta kübik kristal bir yapı kazanmaktadır. Kitlenin soğutulması sırasında yaklaşık % 3-4' lk bir hacim artışına sebep olan T-M faz değişimi meydana gelmektedir (210).

Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya, yüksek sıcaklıklardaki pişirme işlemleri sırasında tetragonal faza geçerken hacimce büzülme göstermektedir. Kitlenin soğutulmasıyla tekrar tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş olmaktadır. Bu faz değişimi ile beraber meydana gelen genleşme sonucunda oluşan gerilme, saf zirkonyum içerisinde çatlaklar oluşturmakta ve oda ısısına kadar soğutulduğunda yapıyı parçalara ayırmaktadır. Çoğunlukla abraziv olarak kullanılan saf zirkonyumun yapısındaki bu faz değişimleri, materyalin birçok alanda kullanımını imkansız hale getirmektedir. Zirkonyayı, oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla yapısına az miktarlarda CaO, MgO, CeO₂ , Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilmektedir. Böylece, kontrolsüz faz değişimi engellenerek “yarı stabilize zirkonya (PSZ- Partially Stabilized Zirconia)” olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilmektedir.

Materyalin yarı stabil olması materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur. Gerilim stresleri, aşındırma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin neden olduğu bir çatlağın ilerlerken, seramik grenlerinde oluşan stres, çatlak etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşmesine neden olmaktadır. Monoklinik faza

geçiş ile beraber meydana gelen %3-5' lik hacim artışı, çatlağın başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece başlangıç aşamasında olan çatlağın ilerlemesi durdurulmaktadır. Materyalin diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu fiziksel özelliği “transformasyon sertliği” olarak adlandırılıp, yüksek dayanıklılığı ve kırılma sertliğini sağlamaktadır (187, 210, 145).

Cam içerikli tam seramiklerde tükürük içindeki su, cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini arttırır. Bu da seramiklerin uzun dönem durağanlığını etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam içermediğinden bu fenomeni göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır. (237) Ancak zirkonya, özellikle suyun varlığında daha da dramatikleşen, ‘düşük ısılarda bozulma’ (low temperature degradation) fenomenine sahiptir. (57) 900-1000 °C’ deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün (m→t) tetiklendiği belirtilmiştir. Özellikle veneer porselen fırınlanması sırasındaki olası m→t dönüşümü ile kompresif stresler serbestleşir ve dayanıklılık azalır (247).

1.1.4.4 Zirkonya’ nın Üretim sistemleri

Zirkonya seramiklerin yapımı, klasik seramik yapımı aşamalarıyla aynıdır.

- I. Toz yapımı
- II. Birincil şekillendirme
- III. Sinterleme
- IV. Tornalama

Tozlar kimyasal olarak imal edilir. O yüzden ZrO_2 hammaddesi kimyasal olarak üretilir. İki farklı şekilde üretilmiş zirkonya bloğu vardır.

a) Green Zirkonya, diğeri ismiyle Yaş Zirkonya (Yarı Sinterize)

b) HIP Zirkonya (Tam sinterize)

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum oksit bloklar aynı kimyasal yapıda olmalarına rağmen kullanılan tozun tipi ve üretim yöntemine bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklılıklar göstermektedirler. (58)

1.1.4.4.1 Yarı sinterize Y-TZP bloklar

Non-HIP (Hot Isostatic Pressing) veya dry-pressed zirkonyum olarak da adlandırılan bloklar, zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı, sinterlenmesi tamamlanmamış bloklardır ve poröz bir yapıya sahiptirler. Bu bloklara CAD/CAM sistemi kullanılarak “green machining” olarak adlandırılan “ham şekillendirme” işlemi uygulanmaktadır. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı yine basınçsız olarak 1350 °C – 1500°C arasında sisteme ait fırında sinterlenmekte, böylece sinterlenmemiş poröz zirkonyum yaklaşık %20’lik bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelmektedir. Yarı sinterize zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı t→m dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kuşlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye etmemektedir (101).

Her ürünün sinterizasyon koşullarının farklı olmasıyla beraber 1350° C ve 1550° C arasında değişmektedir. Sinterizasyon koşullarındaki farklılıklar, Y-TZP tozunun kimyasal içeriğinden kaynaklanmaktadır. Y-TZP restorasyonların başarısında, blokların üretimine bağlı faktörlerin yanı sıra sistemin özelliklerinin

iyi bilinmesi ve doğru uygulanması önemlidir. Alt yapının kalınlığı, deformasyonu engellemek için en az 0,5 mm olmalıdır. Rezidüel stresi azaltmak için üretici firmanın önerdiği sinterizasyon süresi sonunda restorasyon 200°C' nin altındaki sıcaklığa kadar fırında kendiliğinden soğutulmalıdır (74,110).

1.1.4.4.2 Tam sinterize Y-TZP bloklar

HIP zirkonyum olarak da adlandırılan bu bloklar ise yüksek ısı ve basınçta sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır. HIP zirkonyum blokların elde edilmesinde öncelikle malzeme yaklaşık 1300°C'de sinterlenmekte, ardından partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1400 °C -1500 °C'e kadar 100 barın üzerinde bir basınçla isostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılmaktadır. Bu materyal, non-HIP bloklara göre daha geçirgen ve yoğun yapıda olup, direnci de %20 daha fazladır. Yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış HIP zirkonya bloktan esas boyutunda şekillendirme yapılmaktadır. Yoğun sinterlenmiş seramik blokların frezlenmesi sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. Elmas frezler, seramiğin dayanıklılığı üzerine olumsuz etki eder. HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve frezleme ünitesinde daha fazla aşınmalara neden olur (210).

1.1.4.5 Zirkonyum Oksit Alt Yapıya Üst Yapı Seramiğinin Uygulanması

Günümüz teknolojisinde zirkonya esaslı alt yapılar doğal dişe benzer translusentlikte üretilemediğinden, restorasyonun estetiğini arttırmak için feldspatik seramiklerle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli veneer seramiklerle üst yapı oluşturulmaktadır (247,1, 278, 246). Yüksek

dayanımlı zirkonya materyali, estetik veneer seramiği ile birlikte daha biyouyumlu ve güvenilir bir restorasyon yapılmasını sağlamaktadır (158). Veneer seramikteki stresler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür (73).

1.1.4.5.1 Veneer Seramiğin Zirkonya Alt Yapı Üzerine Etkisi

Restorasyonda veneer seramiği oluşturmak için, seramik 750°C - 900°C sıcaklıklarda fırınlanmakta ve daha sonra restorasyon soğutulmaktadır. Bu işlem, restorasyon tamamlanana kadar genellikle 2 – 5 defa tekrarlanmaktadır. Veneer seramik oluşturma işleminde zirkonya esaslı alt yapı nem ve ısı etkisinde kaldığı için, zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu işlem sırasında zirkonya, kendiliğinden gelişen t→m faz dönüşümünden dolayı durağan değildir. Bu da mekanik özelliklerde azalmalara neden olabilir. Isı, buhar, tanecik boyutu, mikro ve makro çatlaklar, stabilize edici oksitin tipi ve konsantrasyonu t→m faz dönüşümünü etkileyebilmektedir. t→m faz dönüşümü için en kritik sıcaklık 200 °C - 300 °C' dir ve bu dönüşüm suda veya buharda daha da hızlanabilmektedir (210).

Veneer materyali esas olarak estetik nedenlerle uygulansa da, restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol oynayarak restorasyondaki stres dağılımını doğrudan etkileyebilmektedir. Buna ek olarak alt yapı-veneer bileşimi, alt yapı-veneer ara yüzündeki bağlanma kuvvetini ve ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğunda oluşan termal stresleri belirlemektedir. (242) Veneer seramiğin alt yapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, alt yapı-veneer ara yüzündeki zirkonyum kristallerinin ısı ve yüklerden etkilenecek dönüşüme uğraması (72), alt yapının yüzey pürüzlülüğü, ısıl genleşme katsayısının uyumsuzluğu nedeniyle oluşan rezidüel stresler ve alt yapı-veneer ara

yüzündeki yapısal defektler bağlanma kuvvetini etkileyen faktörlerdir (119). Bu özellikler restorasyonun klinik başarı oranlarını etkilemektedir. İyi bir bağlanma kuvveti için daha dayanıklı veneer seramiklerin tercih edilmesi, fonksiyon altında çentiklenme ve tabakalar halinde ayrılma riskini azaltabilmektedir (2). Aksi takdirde zayıf bir veneer seramiği, dayanıklı alt yapı materyalinin klinik performansını düşürebilmektedir (102).

a) Isıl genleşme katsayısı

Isısal genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde hacmindeki değişme miktarı olarak tanımlanır. Restorasyonlarda başarılı bir alt yapı-veneer bileşimi için önemli bir faktördür. Veneer seramiğinin ısısal genleşme katsayısının altyapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında seramikte oluşması istenen tip stresler olan baskı stresleri oluşmaktadır (30). Veneer seramiğinin ısısal genleşme katsayısının, altyapı materyalininkinden yüksek olması durumunda ise veneer porselen tabakasının ayrılması veya mikroçatlaklar gözlenebilmektedir. Fakat zirkonya ise, diğer seramiklere nazaran göreceli olarak daha düşük bir ısısal genleşme katsayısına sahiptir. Dolayısıyla son yıllarda, zirkonya ile aynı ya da daha düşük ısısal genleşme katsayısına sahip özel veneer seramikleri geliştirilmiştir (73).

b) Adezyon

Birçok tam seramik sisteminin başarısı, alt yapı-veneer bağlanma kuvvetine bağlıdır. Seramik alt yapı veneer seramiğe nazaran anlamlı derecede daha dirençli olduğundan, bağlanma kuvveti başarıda önemli rol oynamaktadır. (1) Veneer seramiğin güvenilirliği ve başarılı performansı, alt yapı materyaline olan

adezyonu ve mekanik bütünlüğü ile sınırlıdır. Uzun süreli bir bağlanma için alt yapı ve veneer seramiğin mekanik özellikleri birbirlerine belirli ölçülerde uygun olmalıdır.

Kaynaklarda tam seramik restorasyonların başarısızlığında ana etkenin, tüm seramik restorasyonların en zayıf bölgesinin alt yapı ile üst yapı seramikleri arasındaki bağlantı bölgesi olduğu için, veneer seramiğin delaminasyonunun yaygın bir başarısızlık tipi olduğuna değinilmektedir. Delaminasyon, veneer seramiğin alt yapı materyalinden tabaka halinde ayrılması ya da bu iki tabaka arasındaki adeziv başarısızlık olarak tanımlanabilir (14).

Alt yapı materyaliyle üstyapı seramiği arasındaki bağlantı direncini etkileyen faktörler; alt yapı çeşidi, alt yapının renklendirilme yöntemi, üretim sırasında restorasyonun içinde oluşan çatlaklar ve üst yapı porseleninin pişirilmesi sırasında ortaya çıkan büzülme, uyumsuz ısıl genişleme katsayısının sebep olduğu artık stresler, üst yapı seramiğinin ıslatma özellikleri, mekaniksel retansiyonu etkileyen alt yapının yüzey bitimi, alt yapı ile üst yapının ara yüzünde yapısal kusur ve çatlakların varlığı, zirkonyum oksit alt yapı ile üst yapı bağlantı bölgesinde, zirkonyum oksit kristallerinin ısıl etkilere veya stres yüklemelerine bağlı olarak faz dönüşümü gerçekleştirmesi. Bu faktörlerden bir veya birkaçı, alt yapı ve üst yapı bağlantısının gücünü belirler, bu da klinik başarıyı etkilemektedir (4,2).

Aboushelib ve ark. , farklı çekirdek materyalleri üzerine fırınlanan üst yapı porselenleri ile çekirdek arasında oluşan bağlantı dirençlerini inceledikleri çalışmalarında; Cercon, Empress ve Vita çekirdek materyalini değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri bulgularda çekirdek ile üst yapı materyali arasındaki bağlantı direncini, çekirdek materyalinin direncinden çok daha düşük olduğunu, alt yapı ile veneer seramiği arasındaki ayrılma zayıf bir veneer

seramiğin kullanılmasının ya da zayıf bir alt yapı-veneer bağlantısının sonucu olduğunu bildirmişlerdir (2).

Koçak, Cercon zirkonya; köprü protezlerinde oluşan kırıkların mikroskopik değerlendirmesinde, kırık merkezinin Cercon alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasında olduğu gözlemlenmiştir. Bu açıdan Cercon sistemi değerlendirildiğinde; üst yapı porseleni ile alt yapıda kullanılan Y-TZP zirkonya arasındaki bağlantı direncinin düşük olduğunu ve bu durumun da kırık riskini arttırabileceğini belirtmiştir (148).

c) Gerilim Direnci

Gerilim direnci restorasyonların klinik başarısını etkileyen bir diğer önemli faktördür (114). İki tabakalı restorasyonlarda, eğer çatlak veneer yüzeyinden başlıyorsa, bükülme direnci ve kırılma dayanımı, veneer tabakasına bağlıdır. Veneer tabakasındaki rezidüel kompresif stresler, restorasyonların bükülme direncini arttırsa da, gözlenen küçük çatlakların esas nedeni gerilim stresleridir (251). Çok üyeli köprülerde çiğneme sırasında, özellikle bağlantı alanının gingival kısmında yüksek gerilim streslerinin birikimi söz konusudur (243). Dayanıklı alt yapı materyalinin gerilim streslerine karşı direnci, veneer seramik materyalinden daha fazladır. Dolayısıyla zirkonya esaslı köprü restorasyonlarında bağlantı alanının veneer seramiği ile kaplanması özellikle önerilmektedir.

d) Kırılma Şekilleri

Studart ve ark. Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve Inceram-Zirconia/Vita VM7 alt yapı / veneer bileşimlerinin kırılma şekillerini yaşlandırma cihazında incelemişlerdir. Cercon S ve Vita VM7 feldspatik seramiklerine nazaran Eris'

in, gerilim yükleri altındayken sudaki çözünürlüğünün fazla olmasından dolayı çatlak ilerlemesine daha duyarlı olduğu bulunmuştur. Ayrıca Empress II / Eris bileşiminde alt yapı-veneer ara yüzünde, çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma yoktur. Bu in vitro sonuçlara bağılı olarak bu bileşimin posterior köprülerde uygun olmadığını bildirmişlerdir. Cercon / Cercon S ve Inceram-Zirconia / Vita VM7 bileşimleri ile yapılan 3 üyeli köprülerin, bağlantı alanları uygun bir şekilde dizayn edildiğinde, 20 yıldan daha uzun bir hizmet süresi gösterebileceğı belirtilmektedir (243).

Zayıf bir alt yapıya sahip alt yapı-veneer seramik bileşiminin mekanik özellikleri, esas olarak veneer tabakasının düşük kırılma dayanımı tarafından belirlenmektedir. Çünkü alt yapı-veneer ara yüzünde çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma bulunmamaktadır. Dolayısıyla posterior köprü restorasyonları için yüksek dayanımlı alt yapı materyallerinin kullanılması önerilmektedir (242).

e) Elastik modülü

Alt yapı-veneer bileşimindeki stres dağılımında, alt yapı materyalinin elastik modülünün önemli etkisi bulunmaktadır. Fazla yüklerin etkisi altında kalan posterior restorasyonlarda materyal seçiminde bu konu önemli rol oynamaktadır. Posterior köprüler için yüksek elastik modülüne sahip zirkonya alt yapılar önerilmektedir. Zirkonya restorasyona yüksek dayanım sağlamanın yanı sıra daha zayıf olan veneer tabakasındaki stresleri azaltır ve veneer katmanının yük taşıma kapasitesini artırır, böylece restorasyonun kırılma olasılığını azaltıcı etki oluşturur (242).

1.1.4.5.2 Y-TZP Zirkonya Üzerine Uygulanan Üst Yapı Porselenleri

Zirkonyum ile güçlendirilmiş seramik sistemleri CAD/CAM frezeleme ve sinterleme gereçleri, çekirdek seramiği ve ısıl genleşme katsayısı ZrO_2 alt yapı ile uyumlu üst yapı porseleni olmak üzere üç ana bölümden oluşmaktadır. Alt yapı hazırlığı tamamlanan restorasyon, morfolojik ve estetik özelliklerinin elde edilebilmesi için ısıl genleşme katsayısı ZrO_2 ile uyumlu feldspatik düşük ısıl porseleni ile işlenmektedir.

Günümüzde üst yapı porselenin işlenmesinde üç farklı teknik uygulanmaktadır:

- a) Tabakalama tekniği (Layering)
- b) Presleme tekniği (Press-on / Over press)
- c) Cad-On Tekniği

a) Tabakalama Tekniği:

Bu yöntem metal-seramik sistemlerinde kullanılan tekniktir, Veneer seramikler zirkonya kor üzerine de genellikle tabakalama tekniği yöntemiyle uygulanırlar. Tabakalama tekniği, estetik açıdan üstün ama dayanıklılık açısından tek başına yetersiz olan veneer seramik materyalinin kuvvetli bir altyapı üzerine tabakalar halinde; bağlayıcı katman, dentin ve mine katmanları şeklinde fırınlanarak seramiğin pişirilmesi esasına dayanır (114).

Tabakalama tekniğinde, porselen tozu likidi ile karıştırılarak hamur kıvamına getirilir. Daha sonra karışım bir fırça yardımıyla korun üzerine kondensasyon işlemi ile uygulanır ve ardından fırınlanır. Kondensasyon işlemi, seramik partiküllerin arasındaki hava boşluklarının ve nemin yüzeye çıkarılması açısından önemlidir. Bu sayede kor ile seramik arasındaki teması artırarak arayüzde bağlantı direncini artırır. Seramiğin ışık geçirgenliğini, estetiğini ve dayanıklılığını artırır. Ayrıca

seramik tozu partikülleri arasındaki mesafeyi azaltıp yoğunluğu artırır buna bağlı olarak büzülme de azalacağı için soğuma esnasında oluşabilecek çatlaklar da önlenmiş olur. Kondensasyon işlemi vibrasyon, spatülleme veya fırçalama teknikleriyle gerçekleştirilir (172). Tabakalama tekniğinde karşılaşılan ve belki de en istenmeyen problem fırınlama sonrası yapı içinde %25-35 oranında büzülmenin görülmesidir. Bu büzülmeyi telafi etmek için birkaç kez ilave ve pişim işlemlerinin yapılması gerekir (64).

Pelaez-Vargas ve ark. , farklı iki yöntemle hazırladıkları porselen hamurlarının fırınlanması sonrasında, biaksiyel bükülme dayanımını ölçtükleri çalışmalarında; porselen hamurunun çok miktarda tozun üzerine likit dökülerek hazırlanmasındansa, küçük porsiyonlar halinde hazırlanan porselen hamurunun içinde daha az hava kabarcığı oluşturacağını dolayısıyla fırınlama sonrası büzülmenin daha az olacağını ve finalde hazırlanan porselenin bükülme dayanımının arttıracığını belirtmişlerdir (206).

b) Presleme Tekniği:

Son yıllarda geliştirilen ZrO_2 alt yapılar üzerine üst yapı porselenin presleme tekniği ile uygulanması, presleme tekniği ile geliştirilen cam seramik ingotların ve yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya alt yapıların avantajlarının birleştirilmesi amaçlanmıştır (103). Tabakalama tekniğine alternatif bir yöntemdir ve her ne kadar yeni bir yöntem olmasa da son zamanlarda gelişmeye başlamıştır (76). Yapıdaki ZrO_2 seramik alt yapı ile restorasyona direnç ve kırılmaya karşı dayanım kazandırılırken; preslenebilen ve homojen bir yapıya sahip olan cam seramik ile de; başarılı bir kenar uyumu, mükemmel estetik sonuçlar ve alt yapı ile

iyi bir bağlantı elde edilmektedir. Uygulama kolaylığı, işlem süresinin kısalığı ve ekonomik olması bu tekniğin diğer avantajları arasında sayılmaktadır (5).

Presleme tekniğinde, restorasyonun mum maketi hazırlanır ve revetmana alınır. Kayıp mum tekniği ile mum eliminasyonu işlemi gerçekleştirilir. Devamında önceden sinterlenmiş hazır seramik ingotlar özel fırında belli bir ısı altında yumuşatılarak basınç altında preslenir. Bu teknik ile tabakalama tekniğinde yaşanan fırınlama büzülmesi en aza indirilerek daha iyi bir marjinal uyum sağlanmış olur (113). Tekniğin uygulanması sırasında; seramik ingotlar, ZrO_2 alt yapı üzerine yüksek ısıda preslenmesi sebebiyle ZrO_2 'in direnci olumsuz yönde etkilendiğinden alt yapının üretici firmanın belirttiği formda ve kalınlıkta hazırlanması önem kazanmaktadır. Uygun şekilde dizayn edilmemiş alt yapılarda presleme aşamasında kırıklar oluşabilmektedir (60).

Presleme tekniğinde, IPS Empress sisteminde olduğu gibi farklı iki uygulama şekli bulunmaktadır.

a – Boyama tekniği (staining): Bu yöntemde restorasyon tüm mum modelajı yapılarak preslenmekte; makyaj ve boyama işlemleri ile tamamlanmaktadır.

b – Tabakalama tekniği (layering): Preslenebilen seramik, alt yapının yüzeyini min. 0.7-0.8 mm kalınlığında kaplayacak şekilde uygulanmakta ve restorasyon, sistem ile uyumlu düşük ısı feldspatik porseleni ile tamamlanmaktadır.

Presleme tekniğinin tabakalama tekniğine göre birçok avantajı vardır. Bunlar şöyle sıralanabilir. Isı ile pesleme tekniği daha kontrollü bir prosedür olmasından dolayı, veneer seramikler önemli ölçüde daha az hatalı işlenebilmektedir, böylece mekanik özellikleri artmış olacaktır. Presleme tekniğinde hazırlanan mum maket ağız ortamında prova edilebilmektedir. Ayrıca mumun seramiğe göre daha kolay işlenebilmesi hekim açısından gerekli düzenlemeler

ve gerekirse ilavelerin kolaylıkla yapılmasını sağlar. Bu da ağız içinde prova esnasında harcanan zamanı ve muhtemel tekrarlanan prova randevularını azaltır. (99) Presleme tekniğinde dişin ideal formunun oluşturulması laboratuvar ortamında tek bir pişimde gerçekleşir. Dolayısıyla tekrarlayan fırınlama işlemlerinin seramik üzerindeki bilinen dezavantajlarını ortadan kaldırırken teknisyen açısından zaman kazandıran bir teknik olarak kabul edilebilir. Ayrıca seramik basınç altında şekillendirildiği için ortaya çıkan yapı çok daha homojen, yoğun ve küçük partiküllü olur. Tabakalama tekniğinde kullanılan seramiklere göre optik kalitelerinin dolayısıyla estetiğinin düşük olması nedeniyle ağızda estetik açıdan önemli olan bölgelerde kullanımlarının sınırlanması ise presleme tekniğinin bilinen dezavantajıdır (5).

IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve CZR Press (Noritake Kizai Co., Nagoya, Japan) adıyla farklı iki firma tarafından üretilen, ZrO_2 üzerine preslenebilen seramikler, piyasada bulunan tüm ZrO_2 bloklar ile uyumlu olarak kullanılabilirler (158, 22, 60).

c) Hızlı Prototipleme Tekniği:

Hızlı prototipleme tekniği tabakalama ve presleme tekniklerine alternatif olarak kullanılır. Bu teknik iki komponentin birleşiminden oluşur. Zirkonya alt yapı üzerine yapılacak üstyapı porseleni de lityum disilikat bloktan freze edilerek, daha sonra bu iki parçanın birbiriyle bütünleştirilerek hem dayanıklı hem de estetik restorasyonlar yapılabilir.

IPS e-max CAD-on (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tekniğinde her iki komponent yeni hassas inLab V3.80 yazılımı ve Sirona inLab MC-XL kazıma ünitesi kullanılarak dizayn edilir. Öncelikle IPS e-max ZirCAD altyapı Programat

S1 proramı ile hızlı bir sinterleme işlemine tabi tutulur. Ardından frezelenen iki ayrı parça arasında özel olarak geliştirilen cam seramik ile homojen bir bağlanma sağlanır. Birleşme süreci IPS e-max CAD'in kristallizasyonu ile eş zamanlı olarak gerçekleşir.

IPS e-max CAD-on tekniği ile posterior bölgede 3-4 üyeli restorasyonlar yapılabilir. Bu yeni teknik sayesinde, laboratuarda daha kısa zamanda ve daha az enerji harcayarak zirkonya esaslı IPS e-max CAD restorasyonların yapımı sağlanır (122).

Bu yöntemde, elle yapılan porselen yığıcı yerine, altyapıyla tam uyumlu ve oklüzal morfolojisi cihazın CAD kısmının belirlemiş olduğu üst yapı hazırlanır. Özellikle lityumdisilikat porselenin zirkonya üzerinde kullanılması uzun dönem başarı açısından ümit verici görünmektedir (215). Çünkü yaklaşık 900 MPa esneme direncine sahip zirkonya üzerine konvansiyonel olarak yığıcı porselen direnci 80-120 MPa aralığındayken, lityum disilikat seramiklerin direnci 360 MPa'dır. Zirkonya restorasyonlarda sıklıkla görülen porselen atması (chipping) olarak tanımlanan klinik başarısızlığın ana nedenlerinden biri olan bu esneme direnci farkı biraz daha azalmaktadır. Altyapı ve üst yapının CAD/CAM sistemiyle hazırlandığı restorasyonlarla ilgili in vivo ve in vitro çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır.

1.1.5 Dental Seramiğin Kimyasal Dayanıklılığı

Seramiğin kimyasal dayanıklılığı, seramiğin agresif bir ortamın yıkıcı etkisine karşı durabilme kapasitesidir. Kimyasal direnç; koroziv ortamın özelliklerine, seramiğin kimyasal içeriği ve mikroyapısına bağlıdır (153). Ağız içi kullanım açısından seramiklerin en önemli özellikleri kimyasal dayanıklılıklarının iyi

olmasıdır ve ağız ortamında değişiklikler gösteren pH'larda ve sıcaklıklarda aşınmaya karşı dayanıklılık göstermeleridir. Ancak bu dayanım seramik malzemenin bileşimi ile mikroyapısı, bulunduğu koroziv ortamın kimyasal yapısı, etki süresi ve sıcaklık gibi pek çok faktörden etkilenebilir (275).

Dental seramiklerde her bir fazın koroziv ortamda tek tek reaksiyona girmesi olası olduğu için, bu malzemelerin çok fazlı mikro yapısı, karmaşık korozyon evrelerinin oluşmasına neden olur (177). Midelling ve ark. göre, belirli bir koroziv ortamda farklı tip seramik malzemeler uniform yanıt vermemiştir. % 4 asetik asit solusyonunda 80° C'de 18 saat boyunca bekletilmiş kısmen kristalize seramiklerde, yüzey pürüzlülüğünde artış olduğu görülmüştür, buna karşın mikrokristalin ve kristalize olmayan malzemelerin hemen hemen etkilenmediği görülmüştür (177).

Ortam pH varyasyonları ile ilgili olarak göz önünde bulundurulması gereken nokta; porselen restorasyonlar ağızda tükürük içerisinde bulunduğu için periyodik olarak pH değişimlerinin söz konusu olmasıdır. (85,121,253) Normal tükürük pH'ı 6.8 - 7.2 arasına değişmesine rağmen, karbonhidratlı yiyecekler alındığında dental plak organik asitler üretir ve ortam pH'ı 4.5 civarına düşer. Bu fenomene cevap olarak, bikarbonat iyonları sayesinde ağız pH'ını normal düzeye yükseltebilmek için tükürük akışı hızlanır. (tamponlama kapasitesi) Ağız pH'ı mikroorganizmaların rolü olmadan, doğrudan alınan asitli gıdalar ile de düşebilir.

Asidik koroziv ortamlarda alkali silikat camların aşınmasının, alkali iyonların salınımı sonucu olduğu düşünülmektedir. Ancak genel ve lokal etkenler salınımın şeklini etkilemektedir. Durağan koşullarda, camsı yapıdan Si kaybının artışı sonucu seramik yüzeyindeki pH değeri artma eğilimindedir (189, 109). Kristal fazındaki alkali metal iyonları cam fazdakinden daha az durağandır (189, 21). İyon

değişiminin Al gibi trivalent iyonlar kadar Ca, Mg, Zn, Ba gibi divalent iyonların eklenmesiyle azaldığı gösterilmiştir (205, 189).

Ortam pH değişiklikleri, solusyonun kimyası, aşınma ve mekanik yükler ağız ortamını oldukça zor bir ortam haline getirmektedir. Sıvı ortamlar, seramik materyalde çatlak ilerlemesini hızlandırmaktadır (189, 129). Korozyon nedeniyle seramik malzemenin mekanik dayanıklılığın azalmasına ek olarak; yüzey düzgünlüğü bozulur, plak birikimine elverişli alanlar oluşur, antagonist yüzeyi aşındırma potansiyeli artar ve estetik bozulur. Ayrıca seramiklerin kimyasal durağanlığı bozuldukça inorganik iyonları salma eğilimi de artmaktadır (189).

Seramik materyali çözünmeye oldukça dirençli olmasına rağmen kimyasal çözünme ve mekanik aşınma yüzeyde yapısal değişimlere sebep olmaktadır. Ağız sıvılarına göre koroziv ortamın aşındırma özelliği arttıkça korozyon süreci hızlanacaktır. Kaynaklarda 80°C’ deki % 4’lük asetik asit içinde bir hafta bekletmek, yapay tükürükte 22°C’ de 22 yıllık sürece eşdeğer aşınmayı gerçekleştirdiğine değinilmektedir (189, 127). Yüzey dayanıklılığı bir malzemenin hem içsel özelliğinin hem de çevresel koşulların bir sonucudur. Çevresel etkenlerin hep aynı şekilde olmaması her zaman malzeme üzerinde negatif bir etki oluşturmayabilir, ancak zamana bağlı olarak malzemede bir bozulma gerçekleşebilir. (189,43)

1.1.5.1 Sıvı Ortamın Dental Seramiğin Dayanıklılığı Üzerine Etkisi

Kimyasal etkenler açısından oral kavite, restoratif malzemeler için oldukça agresif bir ortamdır. Tükürük pH’ı alınan gıdalara, tükürüğün içeriğine ve mide aktivitesine bağlı olarak sürekli değişmektedir. Ağız içinde sürekli nemli bir ortamda bulunan seramik malzemelerin de yüzey davranışlarını belirleyen parametrelerden biri “zeta potansiyeli”dir.

Zeta potansiyeli, taneler arasındaki itme veya çekme değeri ölçümüdür. Zeta potansiyeli ölçümü tanelerin dağılma mekanizmaları ile ilgili ayrıntılı bilgi verir ve elektrostatik dağılma kontrolünün anahtarıdır. Belli bir yükteki tane, süspansiyon içerisindeki karşı yükteki iyonları çeker, sonuç olarak yüklü tanenin yüzeyinde güçlü bir bağ yüzeyi oluşur ve daha sonra yüklü tanenin yüzeyinden dışa doğru yayılmış bir yüzey oluşur. Yayılmış bu yüzey içerisinde "kayma yüzeyi" diye adlandırılan bir sınır bulunur. Yüklü tane ve onun etrafında bulunan iyonların kayma yüzey sınırına kadar olan kısım tek bir parça olarak hareket eder. Bu kayma yüzeyindeki potansiyel zeta potansiyeli olarak isimlendirilir ve hem tanenin yüzey yapısından hem de içinde bulunduğu sıvının içeriğinden etkilenir.

Camsı malzemeler zeta potansiyelleri (yüzeydeki elektrik potansiyeli) sıfıra yaklaştıkça sertlik değerleri artarken, yüzey enerjisi pozitif yönde arttıkça daha yumuşak bir hal almaktadır. Oral kavitenin nemli bir ortam olması sebebiyle, cam ya da seramik yüzeyinde pozitif yükler oluşarak, sulu ortama sodyum iyonları geçerek yüzey sertliği azalmaktadır (274). Bu nedenle seramikler, mikroyapılarını oluşturan bileşenlerin çevreleriyle olan etkileşimlerine bağlı olarak farklı davranışlar sergilemektedirler.

Koroziv ortamlar, malzemenin mekanik özelliklerini bozmak dışında yüzey pürüzlülüğünü artırarak bazı seramik türlerinde plak birikimini artırmakta, karşıt dişte ya da restoratif malzemede aşınmalara neden olarak seramik rengini değiştirerek estetik kayıplara neden olmaktadır (21). Bunların yanı sıra yüzey pürüzlülüğü restorasyonun içinde bulunduğu biyolojik ortamla olan etkileşimlerinde de değişimlere neden olabilmektedir. Kimyasal stabilitenin bozulması sonucu seramik yüzeyinden daha fazla iyonun salınması söz konusu olmaktadır.

Dental materyallerin stabilitelerini etkileyen asıl faktörler; solüsyonun tipi ve içeriği olmakla birlikte en az bunlar kadar etkileyen malzemenin solusyonda kalma süresi ve ortam sıcaklığıdır (137). Tükürük ve distile suda iyon salınımları açısından oldukça farklı sonuçlar çıkması materyalin distile suda yapılan deney sonuçlarında klinik kabul edilebilirliği konusunda birtakım şüpheler oluşturmaktadır (84, 235).

1.1.5.2 Kimyasal Etkilerle Yüzeyin Yıpranması

Camın temel yapısı oksijen atomlarıyla bağlanan 3 boyutlu silika tetrahedra yapısındadır (oksijen köprüsü: Si-O-Si). Her ne kadar saf silika, su içinde (pH 7) 2500°C altındaki sıcaklıklarda çözünme de camsı yapı pH değişkenliklerinin de etkisine bağlı olarak sulu ortamlarda çözünmektedir. Korozyon mekanizması, su moleküllerinin camsı yapı içine difüzyonu ile gerçekleşmektedir. Bu moleküller bağ kurmayan oksijen atomlarıyla reaksiyona girerek, daha sonra pozitif yüklü alkali iyonlarının göç etmesiyle elektronötraleiteyi sağlayabilmek amacıyla negatif yüklü hidroksil iyonları oluştururlar (54,83).

Camsı yapının çözünmesi, asidik bir solüsyondaki iyon değişimi ile ya da Si-O ağının bazik ortamda yıkıma uğraması olmak üzere 2 şekilde gerçekleşmektedir (189). İyon salınımı ve yüzeyin pürüzlenmesi solüsyondaki pozitif yüklü hidrojen iyonlarının camsı yapının yüzeyindeki ve siloksan ağının yıkımı sonucu açığa çıkan katyonlarla yer değiştirmesi sonucu gerçekleşmektedir (25). Bu kimyasal farklılaşma sulu ortamlarda pH değişkenliklerine bağlı olarak kendiliğinden oluşmaktadır.

Silika bazlı seramikler ise sıvı ortamlara bırakıldıklarında yüzeylerinde kendiliğinden pürüzlenme ve iyon değişimi olur. İyon değişimi; seramik yüzeylerdeki katyonlarla sıvı çözültideki hidrojen taşıyan iyonlar arasında gerçekleşirken, yüzeydeki pürüzlenme; silika ağının çözünmesiyle sonuçlanan siloksan bağlarının kırılması sonucu gerçekleşir. Bu durum, seramiğin zayıflamasına, yüzeyinin pürüzlenip düzensizleşmesi ve karşıt temas yüzeyleri için abraziv etkisinin artmasıyla sonuçlanır. Bu koroziv yıkım; seramiğin yüzey koşulları, kompozisyonu, koroziv ortamın nitelikleri, pH değeri, sıcaklık, zaman, yüzey alanı, ortamın statik ve dinamik dengeleri gibi fiziksel değişkenlerden etkilenmektedir (189).

Camsı materyallerin termal genleşme katsayısını metal alaşımlarınkine yaklaştırmak amacıyla camsı yapılara alkali iyonları eklenmektedir. Ancak bu modifiye edici iyonlar camsı materyalin Si-O bağlarını kırarak kimyasal stabilitesini düşürmektedir. Kimyasal yıpranma, cam matriksin içeriği ve kristal yapının şeklinden de etkilenmektedir. Örneğin, soda (Na_2O) içerikli camlar potas (K_2O) formundakilerden daha dayanıklıdır. Ana matriksin dayanıklılığı, alkali iyonları immobilize eden Ca, Mg, Sr, Zn, Ba, Zr eklenmesiyle arttırılmaktadır (21).

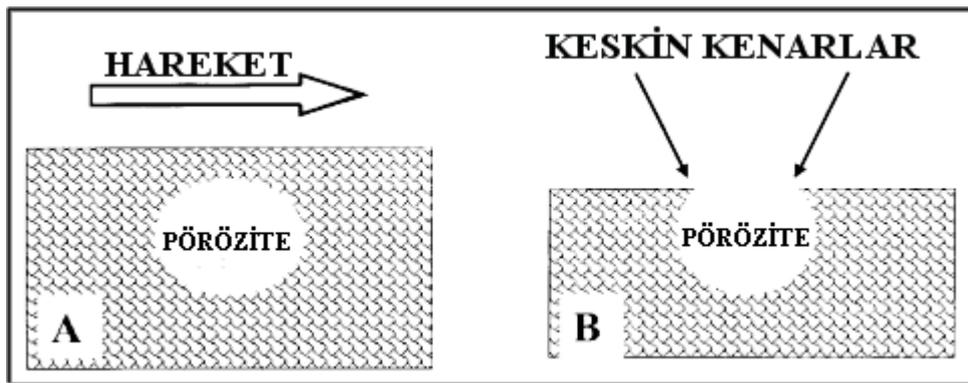
Genellikle, alkali iyonlar camsı faz içinde kristalin faza göre stabilitelelerinin daha düşük olması sebebiyle daha hızlı bir salınım gösterirler (25).

Asidik ortamlar dental sert dokuların da çözünürlüklerini etkilemektedir. Oral pH' ın 6,5' den 5,5' e düşmesiyle çözünürlük 7-8 kat artmaktadır. Gastrik içeriklerin asiditesi pH 1'in altına düşebilmektedir. Bu nedenle mide sıvılarının ağıza gelmesi, diş dokularının ve camsı yapıdaki restoratif materyallerin demineralizasyonuna sebep olmaktadır. Şelasyon etkisi olan bazı organik asitler

(ethylenediamine tetraasetik asit [EDTA] ve sitrik asit gibi) de camsı yapıları aşındırarak çözünebilen içeriklerin açığa çıkmasına neden olabilirler (189).

Çürük aktivitesini azaltmak amacıyla topikal yolla uygulanan flor iyonları asidik bir ortamda camsı yapıyla kimyasal bir etkileşime girer ve suda çözünebilen “florosilikatı” oluştururlar (280). Bu nedenle porselen yüzeyi seyreltilmiş asitli fluor solüsyonlarından etkilenmektedir. Fluor jelinin pH değeri düştükçe camsı fazı pürüzlendirme etkisi artmaktadır. Porselen yüzeyinden ve fluor jelinden uzaklaşan elementlerin oluşturduğu kristaller aşınma oranını yükseltmektedir (239).

Camın korozyona uğraması, asitle pürüzlendirilmesi ve kristal deposyonu gibi kimyasal olaylar seramiklerin alt tabakasındaki pürüzlü yüzeyin açığa çıkması ve bu yüzeyin karşıt diş ile teması sonucu aşındırıcı etkinin artmasına neden olmaktadır. (Resim 3) Korozyon sonucu aynı zamanda seramik malzemede zayıflamalar da görülmektedir. Buna bağlı olarak, pürüzlü yüzeyler karşıt yüzeylerde çigneme hareketleri esnasındaki temas (tribokimyasal reaksiyon) sonucu oluşacak abrazyon potansiyeli artırmakla kalmayıp seramiğin aşınma direncini de düşürmektedir.



Resim 3. Eğer yüzey altı pöröziteler aşınma sonucu açığa çıkarsa, pörözitenin keskin kenarı, karşıt minedeki aşınmayı daha da arttırır.

Reaksiyon sonucu sulu ortamda aşınan yüzeylerden kopan yapılar çiğneme hareketleri sonucunda kolaylıkla ortamdaki uzaklaşmaktadır. Bunun sonucunda belirlenmiş olan vertikal boyut hızla bozularak değişmektedir. İn vitro aşınma testleri mine ve seramiğin, asiditesi yüksek ortamlarda (pH 2,28 – 2,37) asiditesi düşük olan ortamlara göre daha fazla aşındıklarını göstermektedir (15).

Çevresel etkenler seramiğin mekanik davranışlarını da etkilemektedir. Camların sertlik değerleri, zeta potansiyelleri sıfıra yaklaştıkça artarken, yüzeyde pozitif yüklerin artmasıyla bu değer azalmaktadır. Nemli ağız ortamı ile seramiğin etkileşimi; yüzeyden sodyum iyonlarının uzaklaşması sonucu cam ya da seramik yüzeyinde pozitif yüklerin artarak malzemenin sertlik değerinin azalmasına neden olmaktadır. Böylelikle seramikler yapısal farklılıklarına bağlı olarak buldukları ortamda farklı reaksiyonlar göstermektedirler (194).

Dental seramiklerin olası komplikasyonları; karşıt diş yapısını aşındırma eğilimleri, radyoaktif bileşenlerinden radyasyon yayılımı, kimyasal tepkimelerle yüzeylerinin pürüzlenerak plak birikiminde artışa neden olmaları, abrazyon ve çözülmeye bağlı olarak güvenli olmayan elementlerin potansiyel salınımıdır. Seramikler için kullanılan yüzey bitirme tekniklerinin element salınımındaki ve buna bağlı olarak gerçekleşen yüzeydeki yıpranmadaki rolü ise bilinmemektedir.

Ancak aşırı miktarda asitli fosfat florid, amonyum biflorid veya hidrofluorik asit ile karşılaşmadıkça günümüzde kullanılan dental seramiklerin yüzeylerinin bozunma riski çok azdır. Seramikteki dışsal renklendirmeler profilaksi pastaları veya asitli fluor uygulamaları nedeniyle aşındırıldıkları zaman kaybolurlar. Her durumda da çözülen maddeler genellikle sindirilmez; ancak dental seramiklerin kimyasal dayanıklılıkları üzerine standart test işlemlerinin kullanıldığı ileri

araştırmalar gerekliliği de ortaya konulmuştur. Hızlandırılmış dayanıklılık testleri bu tip ölçümler için gereken zamanı en aza indirmek açısından gereklidir (21, 144, 216).

1.1.6 Dental Seramiklerde Yüzey Tabakası ve Pürüzsüzlüğün Önemi

Günümüzde endüstrinin hemen her dalında malzemelerin yüzey özelliklerini olumlu yönde geliştirmek amacıyla araştırmalar yapılmaktadır. Malzemelerin yüzey katmanları fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Bu nedenle malzemelerin yüzey özelliklerinde değişiklikler oluşturularak amaca daha uygun yüzeyler elde edilmektedir. Seramiğin olumlu özelliklerinden en yüksek düzeyde yararlanabilmek için ideal bir yüzey katmanı oluşturmak gereklidir (88).

Dental restoratif materyallerin yüzeyi parlak ve pürüzsüz olmalıdır. Yüzey pürüzsüzlüğü üç açıdan önemlidir: işlev, estetik ve biyolojik uyum. Pürüzlü yüzeyler materyalin bükülme dayanıklılığını azaltır, (35,62) karşıt sert dokularda aşındırma ve bunun neticesinde dişlerde renklenme artar (124, 15, 68, 168, 280). Diş üzerindeki lekeli alanlarda, plak ve diş taşı birikiminde artış gözlenir. Bunun sonucunda oral yumuşak dokularda enfeksiyon ve dental çürük görülme olasılığı artar (138,168,280). Pürüzlü yüzeylerde serbest yüzey enerjisi daha küçük olduğundan, mikroorganizmaların tutunması ve kolonizasyonu kolaylaşır (138,37), estetik kalite düşer (42). Bu olumsuzlukları gidermek, hasta konforu, optimum estetik, ağız hijyeni ve klinik başarı elde etmek için restoratif materyallerin yüzey pürüzlürlüğü en aza indirilmesi önerilir (255).

Seramik restorasyonların son şeklinin verilmesi amacıyla çeşitli aşındırıcı sistemlerle yüzeyde düzenlemeler yapılır. Çeşitli gren boyutlarındaki elmas ve karborondum frezler ile silikon möl ve möletler seramiklerin tesviyesi aşamasında en

çok kullanılan sistemlerdir. Güncel uygulamalarda tesviye sırasında sürtünmeye bağlı ısınma olabildiğince azalmış olsa da, yüzeyde sürtünmeye bağlı olarak bir miktar ısı artışı ortaya çıkabilir. Tesviye sırasında yüzeydeki ısı artışı ve malzemenin şekillendirilmesi sırasında çıkan içsel gerilmeler seramik malzemenin yüzey katmanında yer alan mikroçatlakları etkileyebilir. Yüzeydeki mikroçatlakların sayısı, derinliği, genişliği hatta doğrultusu bile malzemenin mekanik dayanıklılığı üzerinde etkin rol oynamaktadır (20,212).

Yüzeye uygulanan aşındırıcı işlemlerin, mikro çatlaklar üzerinde olumsuz etkisi söz konusudur. Seramikte şekillendirme işlemleri sırasında oluşan pürüzlü yüzeylerde, düzgün yüzeylere oranla daha fazla gerilim birikimi oluşur. Seramik yüzeyindeki gerilim artışı malzemenin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkiler. Sonuçta yüzeyin pürüzsüz olması, seramiğin direncini oldukça geliştirir (62, 94). Kaynaklarda polisaj veya glaze işlemlerinin bükülme dayanıklılığını artırdığına değinilmektedir, pürüzlü ve glaze uygulanmamış seramiklerde malzemenin mekanik direncinde azalma gözlenebilmektedir. Glaze uygulaması sayesinde yüzey kusurları düzeltildiğinden, en dış yüzeydeki çatlakların oluşumu azalabilmektedir (68, 26).

Yüzey işlemleri, malzemenin yoğunluğu gibi genel fiziksel özelliklerinde de değişikliklere neden olabilir. Yüzey elektron difraksiyon çalışmalarına göre, aşındırma sırasındaki işlemler yüzeyde moleküler kristal yapıda büyük bir değişiklik oluşturmadan sadece mekanik atrisyona neden olurken; cilalama işlemleri yüzeyde oldukça derin ve amorf bir yüzey katmanı oluşturur (92). Polisaj sonucu oluşan bu yüzey katmanı “Beilby Tabakası” olarak adlandırılır. Bu tabakanın mikroskopik görüntüsü amorf yapıda olup, malzemedeki yüzey düzensizliklerini ve çatlakları visköz bir sıvı filmi gibi kapladığı gözlenir. Bu tabakanın derinliği yaklaşık

20-100⁰A kadardır. Bu katman çok önemlidir, çünkü bu katmanın özellikleri yüzeyin kimyasal davranışları açısından tamamen farklılık gösterebilir. Bununla birlikte malzemenin mekanik özellikleri de yüzeydeki bu katmanda oluşan deformasyonların miktarından ve derinliğinden etkilenir (34).

Bu nedenlerle bir malzemenin mekanik, fiziksel ve kimyasal davranışları gibi işlevsel özelliklerini belirleyen en önemli etkenlerden biri malzemenin yüzey özellikleridir. Dental seramik restorasyonların ağız ortamına açılan kısmı seramiğin en dış yüzeyi olduğundan kullanılan malzemenin istenilen yüzey özelliklerine sahip olması, elde edilecek sonucu belirleyen etkenlerin başında gelmektedir.

1.1.6.1 Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme Yöntemleri

Dental seramiklerde glazür uygulama ve polisaj yapma olmak üzere iki ana yüzey bitirme yöntemi vardır.

1.1.6.1.1 Dental Seramiklerde Glazür Tabakası

Glaze (glazürleme), Protetik Diş Tedavisi Terimleri sözlüğünde, “porselende materyalin yüzeyinin son fırınlama ile camlaştırılması ve böylelikle poröz olmayan, yarı camsı bir yüzey elde edilmesi” şeklinde tanımlanmıştır. (283) Glaze işleminin amacı, porselenin piropplastik akıcılığını belli ölçüde artırarak yüzeydeki delikleri kapatmaktır. Bu nedenle düşük ısı ve daha uzun zaman devri uygulamak gerekir. Bu sayede, kronun piropplastisitesi belli seviyede kontrol edilebilir, kritik önemi olan kenarlar akmadan, yüzeyler üzerinde glaze işlemi devam eder ve mine gibi parlak görünen yüzeyler oluşur (171).

1.1.6.1.2 Glazür Katmanının Seramik Üzerine Etkileri

Seramik malzeme yüzeyinde oluşturulan glazür katmanının seramik malzemeye olumlu yönde birçok katkısı vardır. Bu etkiler şunlardır:

a) Mekanik Dayanıklılık Üzerine Etkisi

Seramik yüzeyinde oluşturulan glazür katmanının malzemenin mekanik dayanıklılığı üzerinde önemli etkisi vardır. Seramiklerde glazür katmanı, mikro çatlakları ve yüzey defektlerini doldurup daha düzgün bir yüzey oluşturarak seramik malzemenin bükülme dayanımını arttırmaktadır. Glazürlenmemiş seramik malzemede yüzeydeki mikro çatlaklar nedeniyle ağız sıvıları, malzeme içerisine penetre olup malzemenin iç yapısında bozulmaya neden olabilir. Seramik malzemenin yüzeyine uygulanan glazür katmanı ile sıvı geçişi engellenir (26).

b) Sertlik Değeri Üzerine Etkisi

Restoratif dental malzemelerin yüzey pürüzlülükleri ve sertlik değerleri, malzemenin ilişkide olduğu diş dokularından aşındırıcılık özelliklerini etkilemektedir. Hem yüzeyi pürüzlü hem de sertlik değeri yüksek olan bir malzemenin aşındırıcılığı önemli ölçüde artar. Bu nedenle restoratif dental malzemelerin sertlik değerlerinin, diş mine dokusunun sertlik değerine yakın olması istenir. Glazür katmanı ile, seramik yüzeyi önemli oranda pürüzsüzleştirilerek ve sertlik değeri azaltılarak, malzemenin aşındırıcılığı da azaltılır (45, 90).

c) Renk Üzerine Etkisi

Glazür katmanı, seramik rengini 3 şekilde etkilemektedir;

1- Glazür, seramik yüzeyindeki mikro çatlakları ve yüzey pürüzlerini doldurarak yüzeyin daha düzgün hale gelmesini sağlar. Düzgün bir yüzeyden ışık, saçılmadan yansır. Yüzeyden homojen yansıyan ışığın oluşturduğu renk tonları, yüzeyden saçılarak yansıyan ışığın oluşturduğu renk tonlarından farklıdır. Glazür, olabildiğince düzgün bir yüzey oluşturarak ışığın yüzeyden daha homojen yansımını sağlar, böylece seramik yüzeyinde arzu edilen renk tonları oluşturulabilir (44).

2- Glazür ile elde edilen yüzey parlaklığı, seramik yüzeyinde oluşan rengin doygunluk (kroma) değerini doğrudan etkilemektedir.

3- Seramik, sinterizasyon sonucu oluşan vitrifikasyon ile translüsent özellik kazanır. Bu özellik seramiği diğer restoratif malzemelerden ayırır. Glazür ile seramik yüzeyinde, ışığa daha duyarlı bir katman oluşur, bu da malzemeye translüsent özellik kazandırır (268).

d) Kimyasal Etkilere Karşı Dayanıklılık

Restoratif dental malzemelerin ağız ortamındaki sürekli pH değişimlerinden ve elektrolitik ortamdan etkilenmemesi istenir. Seramik, uygun hazırlanan yüzey tabakası sayesinde, belirli pH değerlerinde ağız ortamında kimyasal açıdan inert bir davranış göstermektedir (118).

e) Ağız Sıvılarının Emilimi

Glazürlenmemiş seramik malzemede yüzeydeki mikroçatlaklar nedeniyle ağız sıvıları, malzeme içerisine penetre olup malzemenin iç yapısında bozulmaya neden olabilir; bu durumdan seramiğin mekanik dayanıklılığı olumsuz etkilenebilir.

Seramik malzemenin yüzeyine uygulanan glazür katmanı ile sıvı geçişi engellenir (118).

f) Oral Hijyen Üzerine Etkisi

Optimum oral hijyen koşullarının oluşmasında glazür katmanının rolü büyüktür. Restoratif dental malzemelerin dental plak birikimine elverişli olmaması, herhangi bir nedenle oluşan dental plağın ise yüzeyden kolayca uzaklaştırılabilmesi istenir. Burada malzemenin yüzey özellikleri önem kazanır. Dental plak birikimi, özellikle pürüzlü yüzeylerde gerçekleşmektedir. Seramikte glazür katmanı, mikro çatlakları ve yüzey defektlerini doldurup daha düzgün bir yüzey oluşturarak plak birikim potansiyelini azaltır, optimum oral hijyen koşullarının sağlanmasında etkili olur (166, 279, 71).

1.1.6.1.3 Dental Seramiklerde Glazür Oluşturma Yöntemleri

Restorasyonun doğal parlaklığı üç farklı glaze yöntemi ile sağlanır. Bu glaze yöntemleri overglaze, natural glaze ve süper glaze olarak tanımlanır. Dental terminolojide, natural glaze yerine daha önceleri self glaze (otoglaze), overglaze yerine ise applied glaze terimleri kullanılmıştır (186, 68).

a) Natürel Glazür (otoglaze): Eğer dental porselenin tüm bileşenleri tek bir cam fazı oluşturacak şekilde eritilirse bu porselen kolaylıkla kendi kendine glaze olabilir. Her porselen cam greni aynı sıcaklıkta eriyeceğinden, porselenin olgunlaşma süresini uzatmak yoluyla kendi kendine parlatma sağlanabilir (288).

Bu glazür türü, seramik en son pişirildiği fırınlama sıcaklığında belirli bir süre bekleterek oluşturulur. Bu sürede seramiğin en üst tabakasında ergime oluşur; ergiyen kısım yüzeydeki mikro çatlakları ve düzensizlikleri doldurur. Soğuma

aşamasında ergime sonucu oluşan katman, yeniden camsı faz oluşturacak şekilde kristalize olur. Sonuçta malzemenin yüzeyinde düzgün, parlak ve kaygan bir katman oluşur (111, 191).

Seramik çok yüksek ısıda kalırsa ya da natural glaze ısısında çok uzun süre tutulursa yığılabılır (pyroplastik akıntıya uğrar), doğal konturunu kaybeder, rekristalizasyon oluşur ve opaklaşma (devitrifikasyon) görülür. Birçok yerde tebeşirimsi–beyaz görünüm oluşur. Yüksek derecede akışkanlı porselenlerde bu değişiklikler daha çok görülür. Çoğu porselenlerde, genellikle ideal fırınlama ısısında 2 dakika içinde, istenen glaze sağlanır. Çok gövdeli sabit bölümlü protezleri tek üniteli protezlere göre daha uzun süre tutmak gerekebilir (249, 186).

b) Düşük Isı Glazürü (overglaze): Bu yöntemde, seramik yüzeyine renklendirilmemiş cam tozları uygulanarak dentin porseleninden daha düşük fırınlama sıcaklığında fırınlanan seramik yüzeyinde saydam, düz, parlak bir yüzey oluşturur (10).

Overglaze tekniği sayesinde, mükemmel bir estetik ve yüzey boyaları sayesinde uygun renk değişiklikleri sağlanır. Overglaze yapılmış bir kron, doğaldan daha parlak görünür ve belli bir oranda camın yeşilimsiliğini alır. Bu yöntemde seramiğin renk değeri özellikle kroması değişebilir. Ayrıca overglaze katmanının seramik yüzeyindeki kalıcılığı çok uzun süre olmayabilir. Bu nedenlerle bazı hekimler glaze tozlarının kullanılmadığı natural glaze yöntemini tercih etmektedirler (68, 171). Ancak overglaze yönteminin daha kolay uygulanabilmesi nedeniyle günlük uygulamalarda daha sıklıkla tercih edildiğini görmekteyiz.

c) Süper Glazür: Bu tür glazür oluşturma tekniği aslında bilinen glaze yönteminden farklı değildir. Bu yöntemde, seramik yüzeyde cam partiküllerinin eritilmesinde diğer glazürleme yöntemlerinden daha yüksek fırınlama sıcaklığı uygulanmaktadır. Bunun sonucu olarak cam partiküllerinin seramik yüzeyde daha çok eritilmesi söz konusu olduğu için cam partikülleri tüm seramik yüzeye yayılır ve soğuma evresinde erimiş cam partiküllerinin yeniden kristalizasyonu ile glazür işlemi tamamlanmış olur. Bu yöntemle daha parlak bir yüzey elde edilmektedir (10,11).

Seramiğin parlaklığı en iyi glazürleme yöntemiyle elde edilir. Fakat klinik uygulamalar sırasında, uygun okluzal ilişkinin temini, estetik ve restorasyonun kenar uyumunun sağlanması için porselen restorasyon yüzeyinin aşındırılması sıklıkla gerekli olmaktadır ve seramik restorasyonun glaze uygulanmış yüzeyi bu işlem sırasında aşındırılarak ortadan kaldırılmış olur. (213, 204, 280) Glaze yapılmış porselen yüzeyinin ideal olduğu düşünülse de, klinikte porselen yüzeyinde yapılan küçük değişiklikler “reglazing” işlemi yerine bitim ve polisaj ile düzeltilebilir (97,19,67,192,266,11,10).

1.1.6.1.2 Dental Seramiklerde Polisaj

Polisaj; parlak ve düzgün bir yüzey elde etmek için, genellikle küçük partikül boyutlu (submikron boyutunda) aşındırıcılar yardımıyla gerçekleştirilen bir yüzey işlemidir (195). Polisaj materyalleri; aşındırıcı lastik uçlar, ince partiküllü disk ve şeritler ve ince partiküllü polisaj patlarıdır. Polisaj patları; yumuşak keçe uçlar, muslin halkalar ya da parlaticı lastiklerle uygulanırlar. İdeal polisaj yapılmış yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir. Çoğu materyalin kırılğan yapıda olması ve aşındırma sırasında yüzeyinde

çatlaklar meydana gelmesi sebebiyle bu durumu elde etmek oldukça zordur. Polisaj ile ancak fazla büyütmelelerde izlenebilecek şekilde yüzeyde çok ince çizikler oluşur (24).

Günümüzde, polisaj ile estetik sonuçlar alınmaktadır. Ancak polisaj işlemindeki başarı derecesi, seramiğin iyi kondanse olmasına ve yeterli fırınlama işlemlerine bağlıdır. Çünkü seramikteki porözite parlatmayla tam olarak kaldırılamamaktadır (224, 164, 91).

1.1.6.1.2.1. Bitim ve polisaj işleminde kullanılan aletler ve kompozisyonları

Seramik malzemelerden dental restorasyonların bitim ve polisaj aşamasında döner aletlerle kullanılan çeşitli dental enstumanlar kullanılmaktadır. Bunlardan başlıcaları; dental frezler, dental taşlar, lastik diskler, plastik diskler ve şeritler, pomza ve pastalardır.

a) Dental frezler

Bunlar tungusten karbit veya elmas frezlerdir. Tungusten karbit frezler daha düşük hızda kullanılırlar. 12, 20 ve 40 µm partikül büyüklüğünde elmas parçaları içeren elmas frezler restorasyon veya mine bitiminde ve polisajında kullanılırlar. Her iki frezin değişik partikül ölçülerine sahip tipleri mevcuttur. Kullanımları materyal sertliği ve klinisyenin tercihine göre değişir. Elmas frezler yüksek hızda ve basınç uygulanmadan kullanılmalıdır (230, 86, 195).

b) Dental taşlar

Aşındırıcı partiküllerinin birbirlerine sinterlendiği veya organik rezinle yapıştırıldığı aletlerdir. İnce, orta ve kalın olarak piyasada mevcuttur. Taşların

renkleri içerdikleri materyale göre değişir. Yeşil taşlar silikon karbit içerirler ve metal, porselen şekillendirilmesi için kullanılırlar. Beyaz taşlar ince grenli alüminyum oksit içerirler ve mine, porselen ve kompozitlerin bitim ve polisajında kullanılırlar. Elmas taşların alüminyum oksit veya silikon karbit taşlara göre genellikle daha yüksek kesme etkileri vardır (230, 86, 195).

c) Lastik diskler

Elastomerik matris içerisinde ince partiküllü alüminyum oksit, silikon karbit veya krom oksit içeren aletlerdir. Restorasyon yüzeyinde ince aşındırma yaparlar. Partikül büyüklüklerine göre büyük partiküllüden ince partikül içeren alete göre sıra ile kullanılarak restorasyon yüzeyindeki çentik ve pürüzlülükler yok edilir (86,192).

d) Disk ve şeritler

İnce plastik disk ve şeritlere aşındırıcı partiküllerinin yapıştırılmasından oluşurlar. Bitimde düz bir yüzeyin elde edilmesinde gözle görülür derecede etkilidirler. Şerit ve disklerde genellikle kullanılan aşındırıcılar garnet (grena), zımpara, alüminyum oksit ve kuartzdır (86, 192).

e) Pomza ve pastalar

Dental porselenlerin bitim ve polisajlarında en son basamak ıslak keçe, ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri emdirilmiş keçeler veya pamuk diskler ile polisaj pastası ya da pomza uygulanmasıdır. Bu pastalar gliserin gibi suda çözünen bir materyal içinde dağılmış küçük partikül büyüklüğüne sahip alüminyum oksit veya elmas partikülleri içerirler (86, 192).

Restoratif materyallerde en etkili parlatma, bu parlatma patlarının düzgün kullanımıyla sağlanır. Yüksek dolduruculu hibrit kompozitlerde, final ön parlatma ve parlatma için, özellikle alüminyum oksit patlar kullanılır. Bunlar düzeltilmiş ve bitirilmiş porselenin parlatılmasında kullanışlı olsa da, porselenin parlatılması için elmas parlatma patları tercih edilir. Çalışmalarda, elmas patların (1, 3 ya da 6 µ) porselenin sonuç parlaklığı üzerine en iyi etkiyi yaptığı bildirilmektedir (126, 18, 12).

1.1.6.1.2.2. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Polisaj Yöntemleri

Dental restorasyonlar, aşındırıcı enstrümanlarla birbirini takip eden üç aşama sonucunda parlak bir yüzeye ulaşırlar. Bunlar; 1) Kaba düzeltme ve konturlama, 2) Ara bitirme, 3) Final parlatma.

a) Kaba Düzeltme ve Konturlama: Kaba düzeltme, restorasyonun büyük grenli aşındırıcılarla bitirme işlemine hazır hale getirilmesidir. Bu aşamada, restoratif materyali etkili olarak kaldırmak için 100 µ ya da daha büyük partiküllü, kaplı ya da bağlı aşındırıcılar gerekir. Bu amaçla, elmas frezler, yivli bitirme frezleri ve aşındırıcı bitirme diskleri kullanılır (208,192).

Elmas frezlerin başlıca kullanım yeri, porselenin konturlarının düzeltilmesi ve pürüzsüz hale getirilmesidir. İkinci kullanım alanı ise kompozit rezinlerin (özellikle mikofil kompozitlerin) konturlanması ve bitirilmesidir. Bitirme elmasları, 5 – 60 µ' luk grenlere sahiptirler (126).

Yivli tungsten karbid bitirme frezleri 8, 12, 16, 20 ve 30 yivli olarak tasarlanmıştır. Bu frezlerin kullanım alanı, kompozit rezinlerin bitirilmesidir (126).

Kaba ve orta grenli, kaplı bitirme diskleri, kaba düzeltme için kullanılır. Sof-Lex (3M ESPE) bitirme ve parlatma setindeki kaba grenli aşındırıcı diskler 100 µ, orta grenli diskler 40 µ alüminyum oksit partikülleriyle kaplanmıştır (126).

b) Ara Bitirme: Bu aşama, restorasyonun sonuç şeklinin ve konturunun oluşmasını sağlayan düzeltme işlemidir. Bitirme işleminde pürüzlü yüzeylerden pürüzsüzlüğe ilk geçiş sağlanır. (96, 208, 135, 221) Ara bitirmede, kaba düzeltme ve kontrolleme işleminin yarattığı çizikler ve yüzey kusurları kaldırılır. Ara bitirme için kullanılan aşındırıcılar 100 µ'dan küçük, 15 – 20 µ'dan büyüktür. Bu amaçla, kaplı diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince elmas frezler ya da çok yivli bitirme frezleri kullanılır. Ara bitirme için, Sof-Lex setindeki, 24 – 40 µ alüminyum oksit partiküllü orta ve ince grenli kaplı diskler kullanılabilir. Böylelikle kaba düzeltmeden kalan çizikler kaldırılır ve ön parlatma sağlanır (126).

c) Final Parlatma: Parlatma, yüzey parlak görünene kadar çiziklerin eşit olarak azaltıldığı yüzey aşındırma işlemidir (208). Parlaklık için son derece ince aşındırıcılar kullanılır. Parlatma işleminin amacı, mineye benzer parlaklıkta bir restorasyon elde etmektir. Parlatma işlemi sonucunda, çizikler gözle görülmez hale gelir. Ancak büyüteç altında incelendiğinde bazı çizikler keşfedilebilir (135, 26, 195). Final aşamada, mine gibi parlak görümlü bir yüzey oluşturmak için bağımsız parlatma patları uygun bir enstrüman yardımıyla uygulanır. Bağımsız parlatma patlarındaki aşındırıcıların partikülleri 0,3 – 20 µ boyutlarındadır (126).

1.1.6.1.2.3. Bitim Ve Polisaja Etki Eden Faktörler

Seramik malzemenin yüzeyini şekillendirmede kullanılan dental enstrümanların yapısal özellikleri ve uygulama yöntemleri, malzemenin yüzeyinin amaca uygun tarzda işlenebilmesi açısından önemlidir. Seramiğin bitim ve polisaj işlemlerinde döner aletlerde kullanılan enstrümanların sertlik değerleri, partikül büyüklükleri ve partikül şekilleri yüzeyin şekillenmesinde önemlidir. Bunun yanı sıra bu enstrümanların kullanım hızları, kullanıcı tarafından enstrümanlara uygulanan baskı veya kuvvet, seramik yüzeyin yıkanması gibi uygulamalar bu son şekillendirme aşamasında seramikte yüzey özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynar.

a) Sertlik

Kullanılan aşındırıcının ve restorasyon materyalin sertliği arasında büyük fark olması daha etkin aşındırma işlemi yapılmasını sağlar. Bir materyalin Knoop ve Brinell sertlik dereceleri materyalin aşındırma işlemine karşı direncini gösterirken, Mohs derecesi ise materyalin diğer bir materyal tarafından çizilmesine karşı direncini gösterir. Sertlik değeri seramikten daha düşük olan döner aletlerin kullanılması seramik yüzeylerin istenilen tarzda oluşmasına olanak sağlar (86, 192).

b) Partikül büyüklüğü

Genellikle aynı şartlar altında büyük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla daha hızlı ve pürüzlü aşındırma yapılır. Aşındırıcılar partikül büyüklüğüne göre ; 0–10 µm arası ince (fine), 10–100 µm arası orta (medium), 100–500 µm arası kaba

(coarse) olacak şekilde sınıflandırılırlar. Çok büyük partikül büyüklüğünde olmayan döner aletlerin seramik yüzeylerde kullanılması önerilir (86, 192).

c) Partikül şekli

Partikül şekli aşındırma oranı üzerine direkt etkilidir. Keskin şekilli partiküller yuvarlak hatlı partiküllere nazaran daha hızlı aşındırma yaparlar ve daha derin çiziklerin oluşmasına neden olurlar. Bu nedenle seramik yüzeylerde yuvarlak hatlı partikül içeren döner aletler kullanılmalıdır (86, 192).

d) Hız

Hız aşındırma işleminin daha etkili olmasını sağlar ancak döner alette seçilen hız düzeyi malzemenin yüzeyinde çizik ve ısı oluşumu ile doğru orantılıdır. Seramik yüzeylerde döner aletlerle çalışırken olabildiğince düşük hızların seçilmesi önerilebilir (86, 192).

e) Uygulanan baskı veya kuvvet

Polisaj işleminde malzemeye baskı veya kuvvet uygulanmasında materyalin daha çabuk aşındırılmasını sağlar, ayrıca materyal yüzeyinde daha derin ve geniş çizikler oluşmasına neden olur. Seramik malzemedeki döner aletlerle çalışırken olabildiğince az kuvvet uygulayacak tarzda çalışma yapılmalıdır (86, 192).

f) Yıkama

Oluşan ısıyı azaltmak ve yüzeyden artıkların uzaklaştırılması için yapılır. Bu sayede daha etkili aşınma ve bitim işleminin yapılması sağlanır. (86, 192)

1.1.7 Materyallerin Mekanik Özellikleri

Yeni bir dental materyal klinik testlerden önce invitro testlerin yapılmasını takiben kullanıma sunulur. Böylelikle materyalin özellikleri bilinir ve diğer sistemler ile kıyaslanabilir (48). Bir alt yapı materyalinin çiğneme esnasında oluşacak kuvvetlere ne kadar direnç ve dayanıklılık gösterebileceği sorusuna, o materyalin tek bir özelliğini bilerek yanıtlayamayız. Mekanik özelliklerinden öncelikle gerilim, dayanıklılık, birim şekil değişimi, esneklik, sertlik gibi kavramları tanımalıyız. Burada malzemenin mekanik dayanımı ile ilgili bazı kavramları gözden geçirelim. (24)

1.1.7.1 Stres (Gerilme)

Gerilim, bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında, cismin içinde meydana gelen, eşit ve zıt yöndeki kuvvet olarak tanımlanır. Dışarıdan uygulanan kuvvet ile cisim ya hareket eder ya da deformasyona uğrar. Gerilme, birim alana uygulanan kuvvet terimiyle ifade edilen yapının iç direncidir, S ya da σ harfleriyle ifade edilir ve kuvvetin birimi MPa (Megapaskal)'dır. ($1\text{Pa}=1\text{N}/\text{m}^2 = 1\text{MN}/\text{mm}^2$) (24).

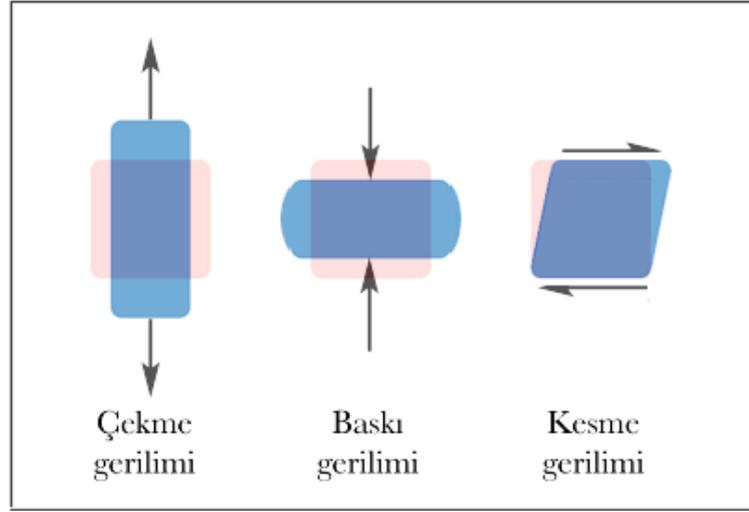
Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir.

1- Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cisimde, gelen yükün yönünde uzamaya neden olacak deformasyona karşı koyan kuvvettir.

2- Basma Gerilimi (Compressive Stress): Cismi sıkıştırarak veya kısaltarak yöndeki yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.

3- Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir. (181, 24) Bir cisimde bu gerilim tiplerinden yalnızca birisinin

oluşması son derece zordur. Kuvvet uygulandığında cisimde iki veya üç gerilim tipi aynı anda ortaya çıkar. (Resim 4) (214)

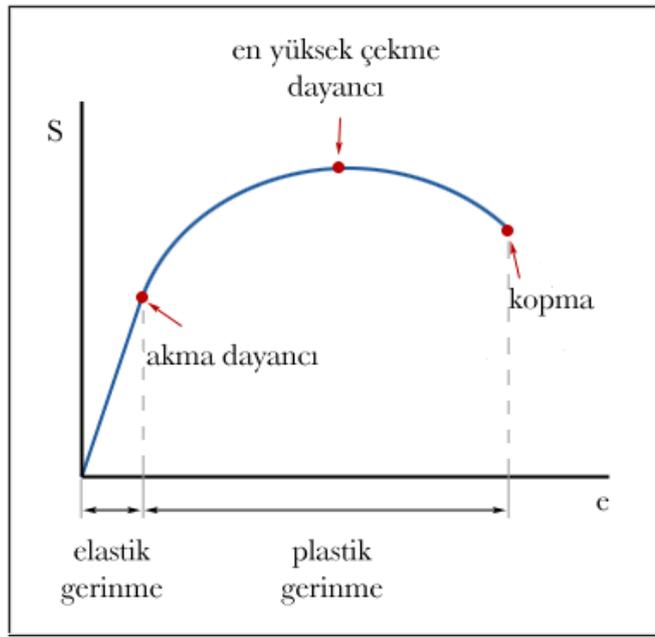


Resim 4. Uygulanan kuvvetin yönüne göre gerilim çeşitleri

1.1.7.2. Strain (Gerinim)

Strain (gerinim), gerilim uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde, cismin fiziksel bir deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır, yani uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranı olup ölçü birimi yoktur. Örneğin 2 mm uzunluğundaki örnekte gerilim karşısında 0.02 mm değişiklik oluyorsa birim şekil değişimi $0.02/2=0.01=\%1$ olarak hesaplanır. (6) Birim şekil değişimi plastik ya da elastik karakterde olabilir. Gerinim, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür. Yani stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik gerinim ise malzeme içindeki atomların kalıcı bir şekilde yer değiştirmesidir. Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvvetini aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir (24).

Materyaller, gerilim-gerinim eğrilerinde ortaya çıkan özelliklerine göre değerlendirilebilir (Resim 5). Dikey eksen boyunca gerilim, yatay eksen boyunca gerinim işaretlenerek, gerilim-gerinim eğrisi oluşturulur. Bu eğri, bir materyalin uygulanan yük altındaki davranışını ve genel özelliklerini gösterir. Başlangıçta eğri doğrusal yönde oluşur. Bu alan elastik deformasyon bölgesidir. Madde üzerinde elastik sınır ötesinde gerilim oluştuğunda ise plastik deformasyon gerçekleşir (24, 195).



Resim 5. Gerilim – Gerinim eğrisi

1.1.7.3. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastisite modülü, stres / straine (gerilmenin/gerinime) oranı olup, materyalin sertliğinin ölçüsünü verir, birimi GPa (Gigapaskal) 'dır. Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar. (6) Her cins materyal için ayrı bir özelliktir. Young modülü olarak da bilinir.

1.1.7.4. Poisson Oranı

Bir materyale gerilme kuvveti uygulandığında, materyalin uzunluğu artar. Buna aksiyel gerilme denir. Bunun yanında kalınlığı azalır, buna da lateral gerilme denir. Bir materyalin lateral gerilme miktarının aksiyel gerilme miktarına oranı poisson oranı olarak tanımlanır. Her materyalin kendine özgü poisson oranı vardır. 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve 'v' simgesi ile ifade edilirler. (6)

1.1.7.5. Dayanım (Strength)

Materyalde belirli miktarda plastik deformasyona ya da materyalin kırılmasına neden olan gerilimdir. Bir materyalin dayanımı materyalin oransal limit, elastik limit, akma noktası dayanımı özelliklerinin bilinmesi ile tanımlanır. Maksimum gerilme stresi (ultimate strength), kopma dayanımı (shear strength), sıkışma dayanımı (compressive strength) ve bükülme dayanımı (flexural strength) ölçümlerinin her biri materyalde kırılmaya neden olur (24). Seramiklerin ideal dayanım değerleri fabrikasyon prosedürüne ve bu esnada oluşabilecek kusurların minimize edilmesine bağlıdır (265). Ayrıca test metotları, örneklerin boyutları, test ortamı, cilalama prosedürü, yük miktarı gibi birçok faktör bu değerleri etkilemektedir.

1.1.7.6. Doygunluk (Toughness):

Malzemede oluşan çatlakın ilerlemesine karşı olan dirençtir. (158) Başka bir ifade ile doyunluk, malzemede başarısızlığa neden olacak bir çatlakın başlaması için gerekli olan enerji olarak tanımlanır. Gerilim-gerinim eğrisinde, elastik ve plastik kısımların altındaki alandır (24). Kırılma doyunluğu, kırılma olmadan plastik olarak deforme olabilme yeteneği ya da materyalin kırılma

olmadan absorbe edebileceği enerji miktarıdır. Yüksek dayanıma sahip materyallerin doyunluk değeri de yüksek olur.

1.1.7.7. Kırılma Doynluğu (Fracture Toughness)

Kırılma, stres altındaki katı bir cismin parçalara ayrılmasıdır. Kırılma olayının iki aşaması vardır:

- Çatlak oluşumu
- Çatlak ilerlemesi

İki çeşit kırılma mekanizması vardır; duktıl kopma ve brittle kırılma. Seramik malzemelerin duktilitesi ileri derecede düşüktür, bundan dolayı başarısızlıkları brittle mekanizma ile olur. Brittle kırılma çok düşük plastik deformasyon ile karakterizedir ve kırılmanın hemen öncesinde enerji absorpsyonu düşüktür. Bu tip kırık, uygulanan streste artış olmaksızın, stres yönüne paralel bir şekilde hızla ilerler ve kırık hatlarının yüzeyi parlak görülür.

Kırılma doynluğu ise; çatlak varlığında materyalin kırılmaya karşı olan direncidir. Bir malzemenin kırılma doynluğuna etki eden genel faktörler; sıcaklık, strain oranı, yapısal defektler ve stresin yoğunlaşmasına sebep olan yüzey çentikleri.

Dental seramikler gibi kırılğan malzemelerde yüzey işlemleri küçük çatlakların oluşmasına neden olur. Bu durum özellikle gerilme kuvvetine maruz kalan malzemedeki beklenmeyen kırıklar oluşturur. Sonuç olarak kırılma doynluğu, kırılğan malzemenin özellikle gerilim altında çatlakların yıkıcı ilerleyişine gösterdiği dirençtir. Birimi, birim alana gelen gerilim miktarıdır. Seramik malzemelerde kırılma doynluğu parametresinin ölçülmesinde iki test yöntemi kullanılır; bükülme testi ve indentasyon kırılma testi.

1.1.7.8. Oransal Limit (Proportional Limit)

Gerilim-gerinim değişimi eğrisinde gerilim ile şekil değişiminin doğru orantılı olduğu gerilim değeridir.

1.1.7.9. Elastik Limit (Elastic Limit)

Elastik limit materyalde kalıcı deformasyon oluşmaksızın etki edebilecek maksimum gerilim miktarıdır. Materyalin sertliği bu parametre ile tanımlanabilir.

1.1.7.10. Akma Noktası Dayanımı (Yield Strength)

Gerilim gerinim eğrisinde gerilimdeki artışla orantısız olarak şekil değişiminde hızlı bir artış görülen noktadır. Bu noktadan sonra oluşan deformasyon plastik karakterdedir. Plastik deformasyonun başladığı gerilim, akma dayanımı olarak adlandırılır. Oransal limit, elastik limit ve akma noktası ayrı ayrı tanımlanmış olsa da bu parametreler materyalin kalıcı deformasyona uğramaksızın dayanabildiği gerilimi belirler (195).

1.1.7.11 Kırılma Dayanımı (Fracture strength)

Kırılma dayanımı bir yapının kırılması için gerekli gerilim miktarıdır. Deneysel kırılma dayanımı çoğu zaman teorik değerinden 10-1000 kat daha düşük olabilir. Bunun sebebi yüzeyde bulunan çatlak veya kusurların stres konsantrasyon alanı oluşturup çatlağın kolayca ilerlemesine olanak sağlamasıdır (194). Kırılma dayanımı, gerilim tipine ve miktarına bağlı olarak; çekme, basma, makaslama dayanımı olarak adlandırılır. Birimi ise, birim alan üzerine uygulanan kuvvet miktarını gösterecek şekilde, MPa veya psi olarak değerlendirilir (24).

1.1.7.12. Sertlik (Hardness)

Bu parametre materyalin iç yapısının özelliğini belirlemez, yalnızca materyalin plastik deformasyona ve penetrasyona karşı gösterdiği direnci ölçer (24). Başka bir ifade ile sertlik materyalin aşınmaya ve abrazyona direnci olarak tanımlanabilir (195). Sertlik değeri, materyalin kitlesel özellikleri hakkında sınırlı bilgi verir (157). Sertlik değeri malzemenin kökeni ve işlenme kabiliyeti hakkında bilgi verir.

Yüzey sertliği çeşitli özellikler arasında meydana gelen etkileşimlerden kaynaklanır. Bir malzemenin sertliğini etkileyen faktörler arasında dayanıklılık, oransal limit, akıcılık, çekilebilirlik, bükülebilirlik, aşınma ve kesilmeye olan direnç sayılabilir (158).

1.1.7.13. Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Seramik, çok sert, rijit ve kırılğan bir malzemedir. Stabilité, sertlik, yüksek elastiklik modülü, ısı ve kimyasal faktörlere karşı dayanıklı olmasının nedeni, kristal yapısının hem kovalent hem de iyonik karakterdeki güçlü bağlardan oluşmasından kaynaklanmaktadır. Ancak, diğer yandan bu bağlantı yapısı seramik malzemeye kırılğanlık özelliğini vermektedir. Seramiğin rijitliği nedeni ile abrazyona karşı son derece dirençlidir (171). Baskılara karşı yüksek dirence sahip olan seramiklerin (300-350 MPa) gerilim tipi kuvvetlere karşı dirençleri düşüktür (20-60 MPa). Diş hekimliği seramikleri cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşur. Yani yapısı esas olarak camdır ve kırılma direncinden yoksundur (200). Bu da seramiklerin diş hekimliği uygulamasında kullanım çekincelerinden biridir. Seramik materyalinin düşük çekme mukavemeti internal çatlaklardan (Griffith çatlakları) kaynaklanmakta ve yapıya kırılğanlık katmaktadır. Seramiğin yapısında bulunan mikro çatlaklarda yoğunlaşmış olan stres,

gerilim altında çatlağın ilerlemesine ve bu noktada kırık oluşturmaya neden olmaktadır. Bu durum “çatlağın ilerlemesi” olarak tanımlanmaktadır (282, 23). Seramik materyalinin makaslama ve çekme streslerine karşı dayanıklılığının yetersizliği sebebi ile metal bir altyapıyla desteklenmesi fikri ortaya çıkmıştır (218). Ancak metal altyapının ışık geçirgenliğini engellemesi ve korozyon özelliği metal desteksiz seramikler için arayışa neden olmuştur. Tam seramik sistemlerin rutin olarak kullanılmasını mümkün kılan en büyük gelişme seramik materyalinin kendisinin güçlendirilmesi ve yeni seramik materyallerinin üretilmesidir. Alumina, zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alumina, magnezyum alumina spinel ve lityum disilikat içeren alt yapı materyalleri ortaya çıkarılmıştır. Yüksek dirençli seramik restorasyonların metal destekli seramik restorasyonlara oranla en büyük dezavantajları kırılma dayanıklılıklarının düşük olmasıdır (47,112). Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dirençlidirler (146). Fakat pratikte çiğneme hareketleri esnasında makaslama kuvvetleri yanında çarpma kuvvetleri oluşur bu da restorasyonlarda kırılmalarla ortaya çıkan gerilimlerin açığa çıkmasına neden olur. Sonuçta restorasyonlar çarpma ve makaslama kuvvetlerine dayanamayarak kırılırlar (143, 256). Metal desteksiz seramikler sadece %0,1' lik bir elastik deformasyon (bozulma) gösterebilirler (112, 172). Bu nedenle üzerlerine gelen kuvvetlere karşı, metallere oranla (çünkü elastik modülleri yüksektir), daha kırılmandır (112). Simantasyon aşamasında, fonksiyon sırasında ve travma durumlarında kırılmaya yatkındır (112, 47). Seramiklerdeki kovalent ve iyonik bağlar büyük inter atomik kuvvetlerle birliktedir ve bu nedenle metallerle karşılaştırıldığında plastik deformasyona karşı güçlü bir direnç gelişir. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında porselen atomları, metalin aksine, atomik düzey boyunca kayamaz, plastik akma (geri dönme) ile rahatlama

yerine çatlağa yatkın bölgelerde stres birikimine neden olurlar ve ortaya elastik enerji çıkar. Bu elastik enerji yüksek streslerin oluşmasına neden olur ve çatlak gelişimini yönlendirir. Büyük ve keskin yapısal kusurların varlığında bu birikmiş yüksek stresler yüklenme esnasında çok küçük kuvvetlerde bile çatlağın gelişmesine neden olacaktır (276).

Dental seramiklerde yapıya cam kristallerinin katılmasıyla elastisitenin artırılması ve mikro çatlakların önlenmesiyle güçlendirilebilirler (173). Kristal yapı, çatlağın ilerlemek için gereksinimi olan enerjinin artmasına neden olduğundan, çatlak gelişimini engellemekte ya da azaltmaktadır. Küçük boyutlarda eklenen bu dirençli cam kristaller, tam seramiklerin yapısını güçlendirir ve restorasyonunu direncini artırır (112). Mikroçatlak, kristalin merkezinden geçemez, ancak etrafından dolaşarak zayıf olan cam yapının içinde ilerleyebilir (133). Bu nedenle matris içerisindeki kristal miktarı artırılıp zayıf olan cam yapı miktarı da minimum seviyeye indirilirse, mikroçatlağın ilerleyebilmek için daha fazla kinetik enerjiye sahip olması gerekecektir (236). Alüminyum-oksit bilinen en dayanıklı ve en sert oksittir (87). Ayrıca yüksek elastisite modülüne sahip olduğu için kristal kompozitin (bileşiğın) sertliğini ve esnekliğini yükseltir (236).

Seramik materyallerin elastiklik modülünün, sertlik ve aşınma dirençlerinin yüksek olması özellikle restorasyonun antagonistinde yer alan doğal diş veya restorasyonların da aşınmasına neden olabilmektedir. Ayrıca bu durum dental seramiklerin çiğneme kuvvetlerini absorbe edememesine neden olmaktadır ve dolayısıyla restorasyonlarda kırılma riskini arttırmaktadır (154). Ancak son çalışmalar seramiğın aşındırıcı özelliğinin; mikroyapı, poröziteler, kristal büyüklükleri, yüzey pürüzlülüğü ve oral ortam koşullarından etkilendiğini göstermiştir.

Mikrosertlik testleri yapılan malzemelerde oluşan çatlak oluşumları genellikle camsı matriksin homojen olmayan yapısına bağlanmaktadır. Nonkristalin seramikler testler sırasında yapılan çentiklerin oluşturduğu hasarı plastik deformasyon göstererek karşılıklı olarak sonrasında daha zayıf olan camsı yapıda kırılmalar görülmektedir. Kristal yapıdaki materyallerde ise kırılma, yükler altında cam matriksde kristallerin dislokasyona uğramalarıyla oluşmaktadır. Bu durum, kristal yapılu seramiklerin mikrosertliklerinin gelen yükün kristallere göre olan oryantasyonuna göre değişkenlik gösterdiğinden, sertlik ve aşınmaları arasında çok önemli bir bağıntı olmadığını açıklamaktadır (227, 194). Seramiğin sertliği ve minedeki aşınmalar arasında doğrudan bir ilişki olmaması cam matriks ve kristallerin sertliklerindeki değişkenlikle açıklanmaktadır.

1.1.7.14 Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması İçin Uygulanan Mekanik Testler

Metallerde yaygın bir şekilde kullanılan gerilim testleri, seramiklerin duktilite özelliklerinin çok düşük olması sebebiyle, seramiklerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde uygun değildir. Bir seramik materyalin mekanik özellikleri ve klinik performansı arasında çeşitli faktörlere bağlı olan bir ilişki mevcuttur. Kayıp diş dokusunun yerini alan restorasyonun ömrünü uzatabilmek için, materyalin sınırlarının çok iyi anlaşılması gerekir. Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlamalarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir. Materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Dayanıklılığı etkileyen faktörler arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu ve testin yapıldığı ortam önemli bir yer tutmaktadır (100).

Bu sebeple dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullara bağlı bir özellik olarak ele alınmalıdır (13). Kırılgan bir materyalin dayanıklılığının ölçülmesi sonucu elde edilen değerler ancak materyalin mikro yapısı, üretim şekli, test yöntemi, testin yapıldığı ortam ve kırılma mekanizması biliniyorsa yorumlanabilmektedir.

1.1.7.15. Dayanıklılığı etkileyen faktörler:

a) Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve dağılımı: Bir seramik restorasyondaki defektler materyalin içyapısından da kaynaklanabilmekte ancak çoğunlukla protezin yapım aşamasında (laboratuvar işlemleri ve hekimin klinik uygulamaları) oluşmaktadır (142). Kitlenin içindeki defektler çevresindeki materyal tarafından korunabilirken, yüzey defektleri streslerin toplandığı bölgeler olarak rol oynamaktadır.

b) Seramik kitlesini freze yöntemi ile şekillendirme, aşındırma ve kumlama işlemleri, materyalin dayanıklılık değerlerini etkileyen dış yüzey çatlaklarını oluşturmaktadır. Yüzey çatlaklarının boyutu, sayısı ve dağılımı materyalin dayanıklılık değerlerini belirlemektedir. Derin ve keskin defektlerin etrafında stres birikimi fazla olmakta ve buralarda kırığa sebep olan çatlaklar ilerlemektedir. Test örneklerine uygulanan aşındırma işleminde, aşındırmanın yönü de kırılmada etkili geniş çatlakların gerilim eksenine göre yönünü belirleyerek dayanıklılık değerini etkilemektedir.

Diğer yandan bazı çalışmalarda, yüzey işlemlerinin, bazı seramiklerde dayanıklılığı artırıcı bir yüzey tabakası oluşturduğu bildirilmiştir (13).

c) Test ortamı: Çevresel etkilere karşı hassas olan seramiklerin dayanıklılığı, ortamda su varlığında zamanla azalmaktadır. Su, çatlakların

başlangıcında kimyasal etkisiyle büyümeyen bir çatlağın yavaş ilerlemesine sebep olmaktadır. Böyle bir reaktif ortamda bulunan seramiğin dayanıklılık değeri zamana bağlı olarak değişmektedir (13).

d) Test metodu: Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde gerilim dayanımının ölçülmesi anlamlıdır. Çünkü seramikler yapıda meydana gelen bir çatlağın etrafındaki gerilim stresleri karşısında deforme olmaktadır. Bu sebeple gerilim stresleri dental restorasyonların başarısızlık riskini değerlendirmek için basma streslerinden daha anlamlıdır. Seramik malzeme gerilim altında baskıya göre daha zayıftır (100,31). Test örneğinin kırılmasına neden olan en yüksek stres değeri, farklı test metodlarında önemli farklılıklar göstermektedir. Bunun sebebi, örneğin gerilim stresleri altındaki etkin alan veya hacmin farklı olmasıdır. Bu nedenle test metodu dikkate alınmalıdır.

Bükülme dayanımı, restorasyonların gerilme kuvvetine karşı direncin ölçümü olduğu için, kırılma ile ilişkili bir mekanik özelliktir. Yüksek bükülme dayanımına sahip materyaller, restorasyonların yığınsal kırıklara karşı daha direçli olmasını sağlar (248). Seramiklerin bükülme dayanımının ölçülmesi için farklı test methodları vardır. Bunlar üç nokta bükme testi, dört nokta bükme testi, biaksiyel bükme testidir.

1.1.7.16 Bükülme Dayanımı Testleri

1.1.7.16.1. Tek Eksenli (Uniaksiyel) Bükülme Testleri

Bu tür denemeler üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır. Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir.

Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (68).

Tek eksenli bükülme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır. Bunun sonucunda, bu testlerden elde edilen sonuçlar materyalin gerçek dayanımından daha düşük çıkar. Bu problemin üstesinden biaksiyel bükülme dayanımı testi ile gelinir, çünkü bu test örneklerin kenar çatlak ve defektlerinden etkilenmez (29, 284, 31, 226, 13, 196, 270). Bununla beraber, test örnekleri boyut ve hacim olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (142). Bunlardan dolayı, dayanım tespitinde biaksiyel test verilerinde, uniaksiyel testlere göre daha az varyasyon görülür (196).

1.1.7.16.2. İki Eksenli (biaksiyel) Bükülme Testleri

1. Çember üstünde çember (ring on ring)
2. Çember üstünde top (ball on ring)
3. Üç top üstünde piston (piston on three ball)
4. Çember üstünde piston (piston on ring)
5. Top üstünde çember (ring on ball)

Dental materyallerin bükülme dayanımları uniaksiyel ve biaksiyel bükme testleri ile tespit edilir. Ancak örneklerin disk şeklinde hazırlandığı biaksiyel bükme testleri, örneklerin bar şeklinde hazırlandığı uniaksiyel bükme testlerine göre daha güvenlidir. Çünkü biaksiyel testler, uniaksiyel testler ile kıyaslandığında örnek yüzey kusurlarından ya da kenar ve köşedeki defektlerden daha az etkilenir (13, 31). Bu durumun iki nedeni vardır. Birincisi; biaksiyel bükme testlerinde maksimum yük örneğin tam merkezine gelir ve stress kenarlardan çok merkezde oluşur. Böylece çatlak merkezden kenara doğru ilerler ve

köşelerdeki defektlerin etkisi minimize veya elimine edilir. İkinci olarak; üç çelik top ile temas eden disk şeklindeki örnek düz olmasa bile herhangi bir strese maruz kalmaz. Bu mekanizma çelik topların tam merkezinden geçen hayali destek çember çapının, örneğin çapından daha küçük olması sebebiyle örneğin köşe kırıklarından korunup sadece saf bükme hareketini yapması ile açıklanır (31, 196, 226).

Tek eksenli ve iki eksenli bükülme testlerinde kullanılan örneklerdeki geometrik değişiklikler dayanıklılık değerlerinde varyasyona sebep olurlar. Ban ve ark. dört çeşit kırılabilir materyalin biaksiyel (üç top üzerinde piston) ve dört nokta bükülme dayanımlarını ölçmüşlerdir ve sonuçta biaksiyel bükülme testi sonuçlarının daha yüksek olduğunu ortaya koymuşlardır (31). Shetty ve ark. ise cam seramiklerin bükülme dayanımlarını ölçtükleri çalışmalarında; üç nokta ve dört nokta bükülme testi sonuçları arasında anlamlı fark olmadığını ancak biaksiyel bükülme testi (top üzerinde halka) sonuçlarının bu ikisinden de anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir (229). Buna ek olarak, sonuçların varyasyonu test düzeneğinin farklı dizaynından da etkilenir (31). Albakry ve ark., üç top üzerinde piston kullanarak seramiklerin biaksiyel bükülme dayanımını ölçmüşlerdir. Küçük çaplı piston (0.75 mm) kullanmanın, örneğin küçük bir alanı gerilme kuvvetlerinin etkisi altında kalacağı için dayanıklılık değerlerini arttırabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca pistonun olduğu bölgede kritik bir çatlakın olma olasılığının daha düşük olduğunu belirtmişlerdir (13).

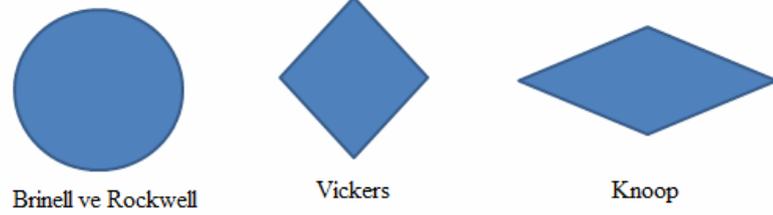
Sonuç olarak; uniaksiyel ve biaksiyel testlerde aynı materyalden elde edilen sonuçlar birbirinden farklılık gösterir. Bu farklılık örneklerin farklı geometriye sahip olmaları ve test cihazının dizayn farklılığından kaynaklanır. Bu farklı testler birbiri ile çatışmaz, aksine materyalin farklı koşullardaki mekanik özelliğini yansıtır (52).

ISO 6872 standardı ise iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermektedir. Bu testlerde, disk şekilli örnek bir halka veya daire oluşturacak şekilde duran toplar ile alttan desteklenmektedir. Alttaki halka veya toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır. Test için hazırlanan porselen örnekler disk şeklinde, 12-15.5 mm çapında hazırlanır. Üç top üstünde piston test cihazında disk şeklindeki örnekler, birbirinden eşit uzaklıkta ve birbirine 120° açıyla konumlanmış, 3 adet 3.2 mm çapında çelik topun bulunduğu ve çapı 10mm olan destek çemberin üzerine yerleştirilir. Test cihazının üst kolundaki 1.2-1.6 mm çapındaki düz yüzeyli piston ucu ile disk şeklindeki örneklerin tam merkezine gelecek şekilde bükme testi uygulanır (120). Daha iyi bir kuvvet dağılımını sağlamak için piston ile örnek arasına ince bir tabaka (0.05mm) yumuşak materyal yerleştirilmesinin faydalı olacağı bildirilmiştir (100,48,251,116).

1.1.7.17 Sertlik Testi

Sertlik değeri yükleme ucunun kalıcı deformasyona materyalin göstermiş olduğu direncin ölçülmesi ile tespit edilir; çünkü sertlik, test materyalinin indentasyona ya da penetrasyonuna gösterdiği dirençtir (195). Sertlik, bir materyale sert bir cismin nüfuz etme miktarı ile ölçülür. Düşük değerler yumuşak materyalleri, yüksek değerler ise sert materyalleri belirtir (185). Sertlik değeri seramik materyalinin deformasyona ve kırılmaya direncinin analiz edilmesini sağlar. Sertlik değerini belirlemek için, boyutları belirli yükleme ucu, belirli bir yükle ve belirli zaman diliminde test materyaline kuvvet uygular. Çentik şeklinde oluşan izin derinliği ya da çentik yüzey alanının ölçülmesi bu aygıtlara bağlı optik mikroskop ile ölçülerek sertlik değeri hesaplanır. Materyal sertliğini ölçen 4

yaygın test metodu vardır: Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop (20). Bu yöntemlerden hangisinin seçileceğini test edilecek materyal belirlemektedir.



Resim 6. Sertlik testlerinde yükleme ucunun şekilleri

1.1.7.17.1. Brinell Sertlik Metodu

Çentik oluşturan 10 mm çapında sertleştirilmiş çelik veya karbit toplu materyal içerir. Brinell sertlik değeri çelik topun çapının ölçülmesi ile hesaplanır. Bu en eski metottur ve metal alaşımlar için kullanılır. Birimi BHN olarak ifade edilir.

1.1.7.17.2. Rockwell Sertlik Metodu

Bir elmas kon veya çelik toplu çentik oluşturan bir test materyali içerir. Amerika Birleşik Devletleri'nde daha yaygındır, özellikle çelik malzemelerin sertlik değerini belirlemek için kullanılır. Birimi Rockwell olarak ifade edilir ve daire şeklinde izin ölçümü ile hesaplanır. Seramiklerde kullanım sıklığı %5 kadardır.

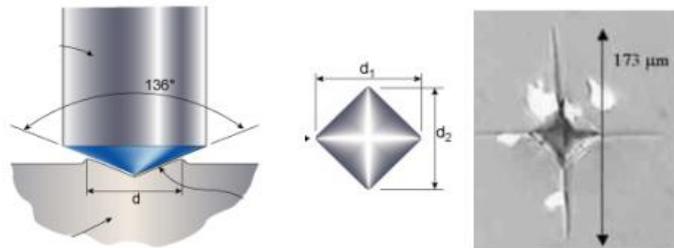
1.1.7.17.3. Vickers Sertlik Metodu

Brinell sertlik deneyi, sertliği çoğunlukla 65 - 450 arasında olan yumuşak çelik veya yapı çeliğinin muayenesinde kullanılır. Malzeme daha sert olunca deneyde kullanılan çelik bilyanın şekil değişimi de önem kazanır. Bu nedenle daha değişik yöntemler kullanmak gerekir. Bunların en önemlisi Vickers sertlik deneyidir.

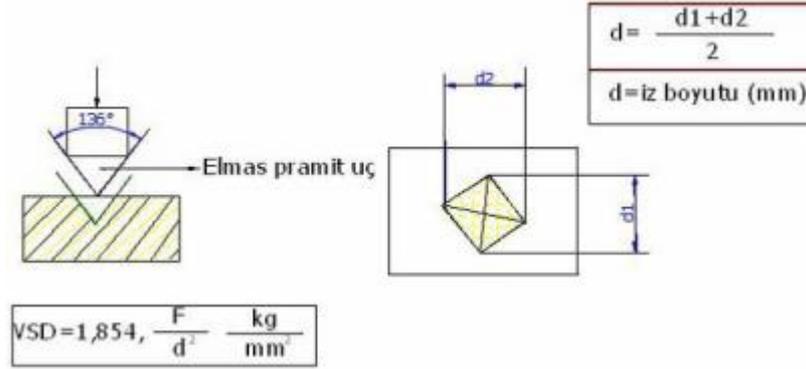
Seramiklerde en sık kullanılan test metodudur. Yükleme ucunun izi daha küçük ve derin olduğu için, küçük bölgelerin ve çok sert materyallerin sertliğinin belirlenmesi için uygundur (201).

Vickers testi, sertliği ölçülecek materyal yüzeyine elmas tabanlı piramit şeklindeki bir ucun belirli bir yük altında batırılması ve yük kaldırıldıktan sonra, meydana gelen ize ait köşegenlerin ölçülmesi esasına dayanır (Resim 7). Bu ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla, köşegen uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalama alınmasıyla yapılmaktadır. Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm^2 olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup $HV = 1,854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ formülü ile hesaplanır (Resim 8). Vickers sertliğinin birimi kgf/mm^2 'dir. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir. Deney yükü 0,025-120 kgf arasında olabilir. Vickers sertliğinin avantajı, oldukça doğru okumalar yapması ve tüm metal ve işlem görmüş yüzeyler için sadece bir tip batıcı ucun kullanılmasıdır.

Vickers sertlik ölçme yöntemi daha uzun zaman almakla beraber en duyarlı sertlik ölçüm yöntemidir. Bu test, oldukça kırılğan malzemelerin sertliğinin ölçülmesinde uygun olduğundan dişi oluşturan bölümlerin ve diş hekimliğinde kullanılan sert materyallerin sertliğinin ölçümünde de kullanılmaktadır (192).



Resim 7. Vickers testinde piramit ucun örneğe yük uygulanarak batırılması ve meydana gelen ize ait köşegenlerin ölçülmesi



Resim 8. Vickers sertlik değerinin hesaplanması

1.1.7.17.4. Knoop Sertlik Metodu

Materyallerin yüzey özelliklerine daha hassastır. Vickers'a göre aynı kuvvet altında 2.8 kez daha uzun ve daha sığdır. Diyagonal şekilli elmas ucun kısa ve uzun köşeleri 7:1 oranına sahiptir. Çentiğin derinliği, boyunun 1/30'u kadardır. Knoop ile ölçüm yapıldığında yalnızca en uzun köşegen ölçülür. (66) Vickers'a göre avantajlı olmasının sebebi uzun şekli oluştururken çatlak gelişmemesi ve uzun izin daha rahat hesaplanacak olmasıdır. Ancak pratikte uzun kenarın sonlanma yeri mikroskopta belirlemek kolay değildir (201). Knoop sertlik testi mine ve dentinin yapısını değerlendirmek için kullanılır. En büyük zorluklarından biri, daha fazla zaman alması ve diğer testlerden daha fazla dikkat gerektiren yüksek bir cilalı yüzeye gerek duyulmasıdır. Birimi KHN olarak ifade edilir (66).

1.1.8 Hasarsız Gözlemler

Kullanım amacı için gerekli olan özellikleri bozmadan, hasar vermeden gerektiğinde tüm malzemenin gözlenmesine olanak veren yöntemlere hasarsız gözlem yöntemleri denir. Hasarsız gözlem yöntemi, incelenen bölgedeki hataların nereden kaynaklandığını bulup üretim başlangıcında hataları düzeltme imkânı verir. Dolayısıyla üretilen malzemenin güvenilirliğini artırır. Hasarsız gözlem yöntemlerinin iyi bilinmesi, içyapının daha güvenilir şekilde incelenmesine olanak sağlar. Hasarsız gözlem, parça üzerinde hiçbir hasar veya iz bırakmaz, bu nedenle hasarsız gözlem yöntemleri bitmiş parçalara uygulanır. Deney sonucunda parçanın hata içerip içermediği belirlenir.

1.1.8.1. Üstünlükleri:

Hasarsız gözlem yöntemlerinin bugünkü sağlam yerini korumasında birçok üstünlüklerinin payı vardır. Bunlara kısaca değinilecek olursa ;

* Hasarsız gözlem ile parçanın bir benzeri değil, kendisi zarar görmeden incelenmiş olur. Böylece daha güvenilir sonuçlar elde edilir ve hasarlı gözlemlerde örnek alma sorunu ve alınan örneğin bütün kütleyi ne derece temsil ettiği tartışması ortadan kalkar.

* Parçanın farklı özelliklerine ve bölgelerine duyarlı birçok hasarsız gözlem aynı anda veya sırasıyla uygulanabilir. Böylece servis performansı ile bağlantı kurulabilir ve istenen sayıda özellik kontrol edilir.

* Hasarsız gözlem aynı parçada belli zaman periyodları ile uygulanabilir. Böylece yorulma ve işlem hasarlarının takibi mümkün olur.

* Çok pahalı ve büyük tek parçalara hasarsız gözlem yöntemi uygun ve ekonomik olur.

* Hasarsız gözlem, gözlem yöntemini laboratuardan endüstriye taşımıştır. Böylece iş akışı olumsuz yönde etkilenmemektedir.

1.1.8.2 Kullanım Yerleri

Hasarsız gözlemler hemen hemen bütün endüstri dallarında çok değişik amaçlarla kullanılmaktadırlar.

a) İmalat esnasında:

1) Final performansı etkileyebilecek bütün değişkenlerin dizayn sınırları içinde kaldığından emin olmak ve böylece üniform kaliteye ulaşmak.

2) Hatalı parçayı mümkün olduğu kadar erken teşhis ederek bunu takip eden imalat işlemlerinden tasarruf sağlamak.

b) Tamamlanmış imalatın kontrolünde: Malzemenin ilgili mühendislik standartlarına ve teknik şartnamelere uygunluğunu kontrol etmek suretiyle güvenilirliğini artırmak.

c) Servis, bakım ve tamir işlerinde:

1) Yeni kusurları daha başlangıç döneminde tespit etmek.

2) Önceden bilinen eski kusurlardaki gelişmeyi takip etmek.

d) Araştırma işlerinde: Yeni bir malzeme geliştirmek veya yeni bir imalat işlemi geliştirmek. (197)

1.1.8.3 Hasarsız Gözlem Yöntemleri

Sıvı penetrantla muayene yöntemi; kaynaklı birleştirmelerde yüzeyde veya yüzeye açık olan çatlak, gözenek gibi hataların saptanmasında kullanılır. İnceleme bölgesi, mekanik veya kimyasal olarak temizlendikten sonra kurutulur ve penetrant (kırmızı renkli veya floroışıl) yüzeye uygulanır. Penetrantın yüzeye açık olan defektlere nüfuz edebilmesi için belirli bir süre beklenir. Yüzeydeki penetrant, uygun bir sıvı ile temizlenerek kurutulur ve geliştirici yüzeye uygulanır. Geliştirici, defektler içindeki penetrantı emerek yüzeye yayar ve beyaz rengi sayesinde renk kontrastından hata gözle veya büyüteçle görülebilir.

Manyetik parçacıkla muayene yöntemi; yüzeyde veya yüzeye yakın (1-2 mm) olan malzeme defektlerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Sadece ferromanyetik malzemeler bu yöntemle incelenebilir. Bunun için, test parçası önce bir sürekli mıknatıs (permanent manyet) veya bir elektro-manyet ile, hatta test parçasının içinden veya etrafından elektrik akımı geçirilerek manyetize edilir. Böylece malzemede manyetik kuvvet çizgileri oluşur. Bu çizgileri kesen herhangi bir defekt olması durumunda, kuvvet çizgileri süreksizliğin üzerinden atlayarak yoluna devam eder, dolayısıyla defekt üzerinde yoğun bir kaçak manyetik alan oluşur. Süreksizliğin göz ile görünür hale gelmesi için test yüzeyine ince demir tozları serpilir. Yoğun kaçak alan demir tozlarını defekt üzerinde toplayarak süreksizliğin görünür hale gelmesini sağlar. Böylece süreksizliğin yeri, şekli ve boyutu tespit edilmiş olur. Süreksizliğin tespiti için en uygun konum, süreksizliğin manyetik alan çizgilerine dik olduğu konumdur. Kaynaklı birleştirmelerde; çatlaklar, gözenekler, çentikler, yetersiz kaynak birleşimi ve yanarak delinme bu muayenenin kapsamı içine girer.

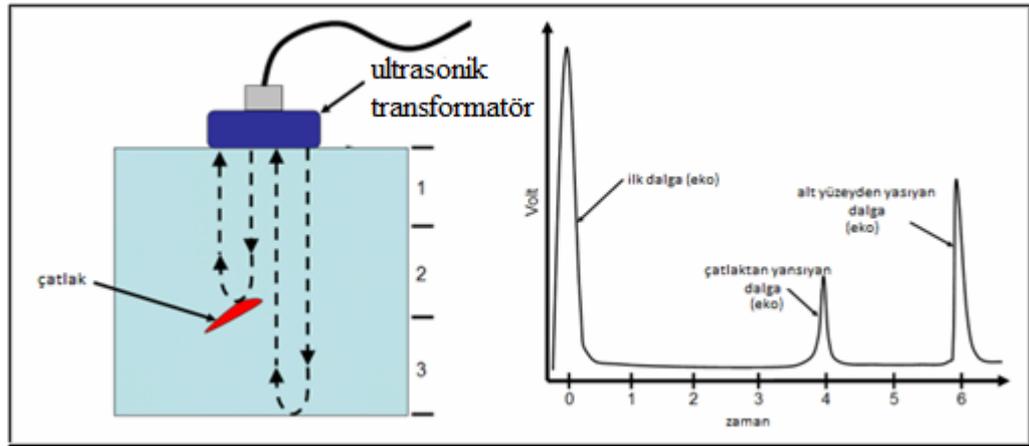
Girdap akımları muayenesi; bir alternatif akım bobini tarafından oluşturulan değişken manyetik alanın, malzeme yüzeyinde dairesel girdap akımlarını indüklemesi esasına dayanır. İndüklenen bu girdap akımları, bobindeki manyetik alana ters yönde ikinci bir manyetik alan meydana getirirler. Malzeme yüzeyindeki herhangi bir defekt, göstereceği dirençten dolayı girdap akımlarında değişmeye neden olacaktır. Bu değişiklik girdap akımları cihazının göstergesinde hata belirtisi olarak gösterilir. Kaynaklı birleştirmelerde; yüzeyde bulunan çatlaklar, birleştirme hataları, çentikler, kök sarkmaları ve dikiş yükseltileri bu muayenenin kapsamı içine girer.

Endüstriyel radyografi ile muayene, bir radyasyon kaynağından çıkan ışınların incelenecek malzeme içinden geçirilerek bir film üzerine düşürülmesi ile gerçekleştirilir. Film banyo edildiğinde, incelenen bölgedeki herhangi bir hata film üzerinde bir kontrast farkı olarak görülür. Bu yöntem, genellikle incelenen kaynak bölgesi içindeki gözenekler, çatlak, katı kalıntılar (sadece boşluk oluşturan), tungsten kalıntıları, birleştirme hataları (sadece ışınlama doğrultusuna paralel olan), yanma olukları, yetersiz nüfuz etme, çökme gibi hataların tespitinde kullanılır.

Ultrasonik muayene ile incelenen bölge içindeki hataların varlığı ve konumu yüksek bir duyarlılıkla belirlenmektedir. Ultrasonik test, yüksek frekanslı ses dalgaları ile gerçekleştirilen bir hasarsız gözlem yöntemidir. İnsan kulağının algılayacağı ses frekansı aralığı 16-20.000 Hz olup, çoğu ultrasonik testler 0,5-20 MHz arası frekanslarda gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemde, bir ses kaynağı (genellikle piezoelektrik kristal) tarafından üretilen ses dalgaları malzeme içinde yayılarak malzeme hakkında çeşitli bilgiler verir. Bu bilgiler, dalgaların malzeme içinde enerji kaybetmesinden (zayıflama), hareket hızlarından, ara yüzeylerden veya

hatalardan yansımından (darbe-yankı) veya karşı yüze geçiş şeklinden (transmisyon) elde edilebilir.

Yansıyan veya geçiş yapan ses enerjisinden, hatalar veya malzeme özellikleri hakkında değerlendirmeler yapılır. Demet halinde yayılan dalgalar herhangi bir hataya çarptıklarında hatanın boyutuna ve konumuna bağlı olarak değişen şiddette geri yansımakta ve prob tarafından elektrik sinyallerine dönüştürülerek cihaz ekranına iletilmektedir. (Resim 9) Kaynaklı birleştirmelerde; çatlaklar, gözenekle, birleştirme hataları ve çekme boşlukları ile laminasyon gibi ana malzeme hataları ultrasonik yöntemle test edilebilmektedir.



Resim 9. Ultrasonik dalgalarla kontrol edilen parça ve osiloskop ekranında elektrik sinyallerinin görüntüsü

Ultrasonik dalgalar, piezoelektrik etkiden yararlanılarak inceleme probu içerisinde kısa darbeler şeklinde üretilir ve malzeme içerisine yollarılır. Ses dalgaları arka cidara rastladıklarında yansır. Bu yansıma pasif durumdaki muayene probunda tekrar elektriksel bir darbeye dönüşerek kontrol cihazına iletilir ve buradaki şiddet göstergede yankı genliği olarak görülür. Cihazın beklenen arka duvar yansımından önce gözlenen yansıma malzeme içerisinde bu bölgede bir

ara defekt bulunduğunu ifade etmektedir. Görülen yansıma şiddetinin miktarı, gönderilen sesin ne kadarının tekrar muayene probuna geri gönderildiğine bağlıdır (81).

1.1.8.4 Ultrasoniğin Gelişimi Ve Tarihçesi

1904 yılında fizik dalında ödül kazanan Lord Rayleigh ultrasonik biliminin babasıdır ve elastik dalga yayılmasının temeli olan akustik ve optik alanında bir çok buluşu vardır. Lord Rayleigh'in yazmış olduğu 'The Theory of Sound' akustik literatürün en büyük eserlerinden biridir.

Ultrasonik tekniğin uygulanmasında en önemli araç olan piezoelektrik ultrasonik üreteçler 1880' li yıllarda keşfedildi, fakat 20-30 yıl laboratuvarlardan başka kullanım alanı bulamadı. İlk büyük piezoelektrik uygulaması, 1.dünya savaşı sırasında denizaltılarının yerini belirlemek için su altında akustik dalgaları üretmek amacı ile kullanılmıştır. 1918' de sistem, denizaltı savaşlarında uygulanmaya konmuş ve başarılı olmuştur.

1929'da Rus bilim adamı S.J. Sokolov 30 yıllık çalışması sonucunda, imalatı yapılan parçalar içinde bulunabilen malzeme hataları ve çatlak gibi kusurların belirlenmesinde ultrasoniğin kullanılabilceğini göstermiştir. Ultrasonik teknikle malzemenin incelenmesinin temeli olan bu sistemde ultrasonik dalgalar problemler yardımı ile malzeme içinden geçiriliyordu, ancak teknolojik olanaksızlıklar yüksek frekanslarda ultrasonik deneylerin yapılabilmesini engellemiştir.

1970'lerde teknolojideki büyük ilerlemeler çok küçük hataların bile belirlenebilmesine olanak sağlamıştır. Hata toleranslı imalat fikri geliştirilerek malzemenin çalışması sırasında var olan çatlakların ne büyüklüğe ulaşabileceği belirlenebilmiştir. Ancak bu gelinen nokta da bilimsel açıdan yeterli görülmemiştir.

Çatlak büyüklüğünün çalışan malzeme ömrüne etkisinin de bilinmesi önemlidir, özellikle nükleer teknolojide bu nokta çok önemlidir. Bu konuda bir çok araştırma grubu tarafından yapılan araştırmalar devam etmektedir. Bu arada bir çok önemli gelişmeler sağlanmıştır. Çatlağın büyümesi ile ilişkili niceliksel (quantitative) teoriler geliştirilmiştir.

Günümüzde ultrasoniğin hasarsız gözlem tekniğindeki kullanım alanları aşağıda belirtilmiştir;

1- Hasarsız malzeme incelemesinde:

a) Tank, silo gibi ince cidarlı yapılarda; yüksek düzeyde güvene sahip olması gereken silindirik basınç kaplarında, ultrasonik dalga yönteminin çatlak belirlenmesinde kullanılabileceği bir çok çalışmada gösterilmiştir.

b) Havacılık, uzay ve nükleer sanayide ; metal ve kompozit parçaların çatlak ve hata muayenesinde

c) Beton yapıların muayenesinde

d) Kaynak muayenesinde

2- Tıp alanında :

a) Tanısal Olarak: Yumuşak dokuları da görüntüleyebilmesi ve röntgen ışınlarından çok daha zararsız olması gibi özellikleri ile tanı tekniği açısından, diğer tekniklere göre büyük avantajlara sahiptir.

b) Tedavi Olarak: 1929 yılından itibaren de ısı etkisinden yararlanılarak bir tür tedavi aracı olarak tıpta kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde cerrahi uygulamalarda, onkolojide de kanserli hücrelere karşı kullanılmaktadır.

Ayrıca; diş hekimliğinde, fizik tedavide, göz hastalıklarında, üriner sistem hastalıklarında, safra kesesi ve taşı hastalıklarında, karaciğer hastalıklarında, böbrek taşının kırılmasında ve bazı deri hastalıklarının tedavisinde kullanılmaktadır. (198)

1.1.8.5 Ultrasonun Diş Hekimliğinde Kullanımı Ve Literatürde Yapılan Çalışmalar

Ultrasonun diş hekimliği alanında kullanımı uzun zamandır üzerinde incelemeler yapılan bir konudur. Ancak diş dokularının anizotropik yapısı ve kompleks geometrisi yapılan çalışmalarda zor sorunlarla karşı karşıya kalınmasına ve bunun sonucu çalışmaların yavaş ilerlemesine neden olmuştur. Bu nedendir ki ultrasonik sistemler pratik diş hekimliğinde henüz kullanımı yaygınlaşmış bir yöntem olamamıştır. Buna rağmen ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı dişin iç yapısının ve katmanlarının incelenmesi, sert doku katmanlarının karakterize edilmesi, diş çürüklerinin erken tanısı, diş minesinin demineralizasyonunun belirlenmesi, diş eti derinliğinin ve kalınlığının belirlenmesi gibi çeşitli alanlarda kullanılmıştır.

Diş hekimliğinde ultrason kullanılarak gerçekleştirilen ilk çalışmalar 1958 yılında gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada oftalmolojik çalışmalarda kullanılan 15MHz frekanslı bir tarayıcı prob kullanılmış ancak istenilen netlikte sonuçlar elde edilememiştir. 1960'lı yıllarda ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı üzerine araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Bu dönemde bazı araştırmacılar ultrasonik yöntem ile pulpa boşluğunun özelliklerini belirleme çalışmalarını sürdürmüşlerdir (93). Ayrıca Lees ve arkadaşları ultrasonik darbe-yankı yöntemi ile laboratuvar cihazları ve özel dönüştürücüler kullanarak dişin iç yapısının

ortaya konması ve görüntülenebilmesi için ultrasonun kullanılabilirliğini sistematik olarak araştırmışlardır (159). İlk araştırmalarda gecikme bölgesi ve kuplaj ortamı olarak bir alüminyum çubuk kullanarak başarılı sonuçlar elde etmişler, sonraki çalışmalarında ince bir yağ, cam ve hiçbir kuplaj tabakası olmadan dişin yapısını araştırmışlardır. Lees ve arkadaşlarının bu dönemde yaptıkları araştırmalar diş minesi ve dentin tabakalarının kalınlıklarının ölçülmesi, sert doku tabakalarının karakterizasyonu ve diş minesi demineralizasyonu üzerine odaklanmıştır.

1960' lı yıllarda ultrasonun yumuşak dokularda kullanımı üzerine de araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Dişeti kalınlığının ölçümü üzerine ilk araştırmalar periodontal hastalıkların belirlenmesinde ultrasonun kullanımı konusunda yapılmıştır. Ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı üzerine yapılan bir çalışmada Megahertz frekanslardaki ultrason değerlerinin diş hekimliğinde kullanımının “diş dokusunun yapısı ve konumundan ötürü” bazı sınırlamaları olabileceği sonucuna varılmıştır (93).

1980-90' lı yıllar arasında en yoğun çalışmalar periodontoloji alanında yapılmıştır. Periodontal kemik morfolojisinin ölçümlerinde ultrasonik yöntem kullanılmış ve tam sonuçlar alınamamasına rağmen ultrasonik ölçümlerin hastalar için hızlı ve ağrısız bir yöntem olduğu ortaya konmuştur. Bir başka çalışmada 20 MHz B-mod ultrasonun periodontal anatomiye çok net bir şekilde görüntüleyebileceği ancak bununla birlikte A-mod çalışma sistemi olmadan nicel bir değerlendirme yapabilmenin olası olmadığı sonucuna varılmıştır. Radyografi, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve ultrasonografiyi karşılaştırmak için yapılan bir çalışmada en iyi duyarlı ve özgüllük sonuçlarına

ahşap, bileşik, amalgam ve cam gibi çift şekilli materyallerin görselleştirilmesine olanak veren ultrasonografi ile ulaşıldığı ortaya konmuştur (93).

1980'lerin ortasından 1990'ların ortalarına kadar sert doku araştırmaları diş materyallerinin özellikleri soruları üzerineydi. Yapılan ilk araştırmalarla dişin çeşitli katmanlarının homojen olmadığı, her noktada farklı özellikler gösterdiği ve sesin dişteki hızı her katmanda aynı olmadığından diş kalınlığı ölçümlerinde hatalara sebep olduğu varsayılmıştır. Böylece çeşitli araştırmacılar diş yapısının modellenmesi için canlı dışı araştırmalar yapmaya başlamışlardır. Yapay demineralizasyon üzerine yapılan çalışmalar sonucunda demineralize olmuş dişlerin akustik empedansının sağlıklı dişlerden farklı olduğu ortaya konmuştur. Bilgi işleme ve ultrason teknolojisindeki ilerlemeler sayesinde ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı ve yumuşak doku araştırmalarında ultrasonun klinik uygulamaları ile ilgili yapılan araştırmalar ilerleme göstermeye devam etmiştir (93).

Eger ve arkadaşları, dişeti kalınlığını üstün bir geçerlilik ve tekrarlanabilirlik ile otomatik olarak hesaplamak amacıyla, elle kullanılacak, implantolojik teşhis öncesi için kullanılan ultrasonik kalınlık ölçüm cihazı kullanmışlardır (182, 183). MHz ultrasonik cihazın çeşitli klinik uygulamalarını tanımlamak için yapılan bir çalışmada önceki araştırmalara benzer şekilde ancak daha yüksek çözünürlüklü olarak periodontal dokuların bir kesiti gösterilmiştir. Bir diğer çalışmada tamamıyla ağız içi uygulamalar için tasarlanmış 20 MHz frekansında bir görüntüleme probu ile dişeti dokularını karakterize etme çalışmaları gerçekleştirilmiştir (93).

Tsiolis ve arkadaşları ise dermatolojik uygulamalarda kullanılan 20 MHz frekansındaki probu periodonsiyumun nicel değerlendirilmesi için yanaktaki uygun

bölgelerden görüntü elde edebilmek amacıyla kullanmış ve periodontoloji alanında ultrason kullanımının hem klinik uygulamalar hem de araştırmalar için umut verici olduğunu ortaya koymuştur. Tsiolis, bu çalışma ile ultrasonografinin periodontal dokuların değerlendirilmesi için oldukça doğru sonuçlar veren ve tekrarlanabilir bir yöntem olduğu sonucuna varmıştır (263). Bu süre boyunca yapılan periodontolojik çalışmalar ultrasonik araçların prototipinin hazırlanması üzerinde yoğunlaşmıştır.

Bu yıllarda yapılan dişin sert dokularını inceleyen ultrasonik çalışmalar daha çok diş rklerinin belirlenmesi amacıyla diş minesi kalınlıklarının belirlenmesi ile ilgili olmuştur. Bir dönüştürücü ve kalınlık ölümünü otomatik olarak yapabilen bir kalınlık ölçer kullanarak rklerin belirlenmesi konusunda yapılan bir çalışmada, histolojik ve radyolojik yöntemler ile karşılaştırıldığında ultrasonik yöntemin %88 hassasiyet ve %86 özgüllük ile sonuçlandığı görülmüştür. Ayrıca bazı çalışmalarda, her dokunun kendine has bir i eko düzeyi olduğu için, dokuların eko düzeyinde kaydedilen değişikliklerin patolojik değişikliklerin meydana gelmesi sebebiyle olduğu ifade edilmiştir (70, 189). Bu sebeple ultrasonik yöntemlerin erken rk tanısında iyi sonuçlar verdiği yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir (32).

1990 ve 2000 yıllarında ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı ile ilgili pek çok canlı dişi araştırmalar yapılmaya devam edilmiştir. Tarayıcı akustik mikroskopi (SAM-Scanning acoustic microscopy) olarak adlandırılan yüzey dalgalarını kullanarak dişin yapısı ve özelliklerinin araştırılması üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Yapılan bir çalışmada diş minesi kalınlığının hesaplanması için akustik mikroskobu kullanılmış fakat bu durumda da hatasız mine kalınlığının llmesi için dişin ince kesitlerine ayrılmasının gerekliliği ortaya konmuştur.(93)

Schulze tarafından yapılan bir çalışmada damak çiğneme mukozasının kalınlığının A-mod ve B-mod ultrasonografik yöntemlerle ölçülüp değerlendirilmesi gerçekleştirilmiştir. B-mod ultrason görüntü tabanlı bilgi sağlar, kullanıcıya değerlendirmesini görsel olarak kontrol edebilmesine olanak tanır. Bunun tersine A-mod ultrason cihazı nümerik bilgileri görüntüler. Bu çalışma sonucunda B-mod ultrasonografinin baş ve ense bölgelerindeki yumuşak dokuların patolojik durumları hakkında bilgi edinebilmek için bir standart olarak kabul edilse de ağız içi dokuların değerlendirilmesi için henüz yeterince kabul görmüş bir görüntüleme tekniği olmadığı sonucuna varılmıştır (225).

Seramik veya zirkon alt yapıli tüm seramik restorasyonlarla ilgili çalışmalar da ise ultrasonik yöntem malzemelerin mekanik dayanımlarının hesaplanmasında kullanılan elastiklik modülü ve poisson oranları ölçümü amacıyla kullanılmıştır (285, 40, 251).

1.1.8.6. Ultrasonik Testin Üstünlükleri

1) Metodun başlıca kullanım alanlarını şöyle sıralayabiliriz.

- i. Yüzey ve iç hataların belirlenmesi
- ii. Kalınlık ölçmeleri
- iii. Elastisite modülünün belirlenmesi
- iv. Metalürjik yapının incelenmesi

2) Duyarlılığı yüksektir, çok küçük hataların dahi belirlenmesi olasıdır.

3) Yüksek penetrasyonu sebebiyle çok büyük malzeme kalınlıklarına bile uygulanabilir.

4) Bir kusurun sadece varlığının yanı sıra büyüklüğünü, oriyantasyonunu ve yerini de belirlemek olasıdır.

5) İncelenecek parçaya sadece bir yönden yaklaşmak yeterlidir.

6) Sonucu anında verir, istenirse kalıcı bir kayıta alınabilir. Örnek doğrusal, dairesel, spiral yani her istenildiği vde taranabilir. Taramayı otomatik olarak yüksek hızda yapmak ve insan faktörünü elimine etmek genellikle olasıdır.

7) Bazı hallerde basit parçaların takılı oldukları yerlerden sökülmeden yerinde kontrolleri olasıdır.

8) Şartlar el verdiği takdirde prob incelemesi istenilen bölgeden uzak bir noktaya uygulanabilir.

9) Böylece montajlı parçaların gözle incelenmesinde saklı kalınabilecek kusurları ultrasonik yöntemle bulup çıkarmak olasıdır.

10) Ultrasonik dalga demeti bir odakta toplanabilir, yansıtılabilir ve kırınım yaptırılabilir. Ultrasonik enerji su ve diğer sıvılar içinden geçebilir. Bu özellikler uygulamada çeşitli olanaklar sağlarlar.

1.1.8.7. Ultrasonik Testin Eksiklikleri

1) Ultrason yönteminin duyarlılığı örneğin geometrisine ve hatanın oryantasyonuna bağlıdır. Basit şekilli parçalarda en iyi sonuç alınır. Örneklerde ani kesit ve profil değişimleri okumayı zorlaştıran ek işaretler (parazitler) verirler.

2) Yüzeğe çok yakın olan küçük hatalar probun etkin olmayan bölgesinde kaybolabilir. Etkin olmayan bölgelerin derinliği birçok faktöre, bu anlam da yüzey pürüzlülüğüne bağlıdır.

1.1.8.8. Ultrasoniğin Temel Prensipleri

Ses, bir ortamda ilerleyen mekanik enerjidir. Moleküller üzerinde etkili olan kuvvetler tarafından yaratılan ortam basıncındaki periyodik değişimler, moleküllerin ortalama pozisyonları etrafında salınım yapmalarına neden olur.

İleri yönde bir basınç darbesi uygulandığında hava molekülleri hep birlikte hava yoğunluğunu arttıran bir bölge üreterek ileri doğru hareket ederler. Sıkıştırma terimi bu yüksek basınç bölgesinin şeklini tanımlamak için kullanılır. Geri yöndeki bir darbe hareketi molekül yoğunluğunun azalmasına neden olur. Gevşeme terimi de bu alçak basınç bölgesinin oluşmasını tanımlar. Sıkışma ve gevşeme bölgeleri ile moleküllerin komşu moleküllere çarpması sağlanır ve böylece sesin kaynağında oluşturulan ilk etki yayılır. Sesin iletilmesi için moleküler hareket şarttır ve bu durum sesin neden boşlukta ilerleyemediğinin göstergesidir.

Düzenli aralıklarla tekrarlayan moleküler hareketteki değişimlerin bu sırası çevrim olarak tanımlanmıştır. Bir ses dalgasının frekansı ise saniyedeki molekül titreşimlerinin sayısı ya da saniyedeki çevrim sayısıdır.

1.1.8.9. Parçacık Hareketi ve Ultrasonik Dalga Yayılım Çeşitleri

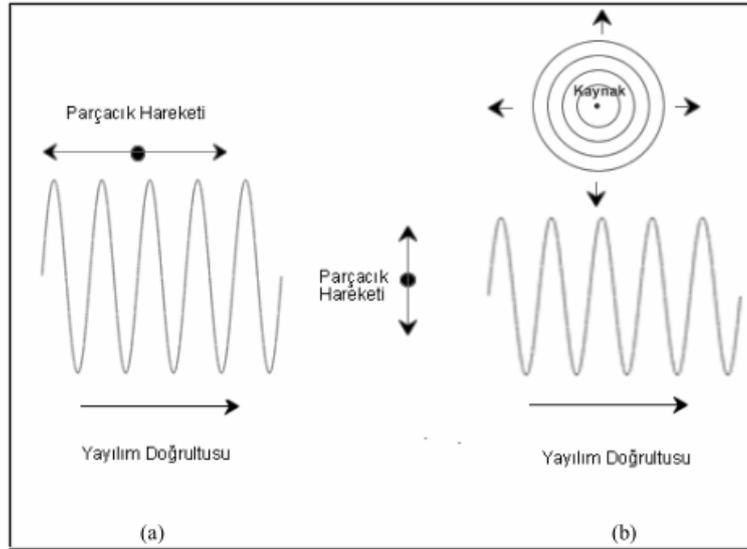
Ultrasondaki enerji iletimi ortamın moleküllerin uyarılması sonucu olduğundan, enerji gaz, sıvı veya katı ortamda yayılabilir. Ses yer değiştirme dalgaları veya basınç dalgaları olarak adlandırılabilir ve aşağıdaki özelliklere sahiptir:

- Ortamın parçacıkları denge konumu etrafında salınırlar.
- Ortamda enerji, parçacıkların salınım hareketleriyle aynı yönde iletilir.
- Parçacıklar ortamda hareket etmezler, sadece denge konumları etrafında ileri geri salınırlar. Başka bir deyişle enerji, ortamın salınımı içinde madde iletimi olmaksızın iletilir. (78)

Ultrasonik uygulamalarda ve incelemelerde, boylamsal dalgalar ve enlemsel dalgalardan faydalanılmaktadır. Bu dalgaların özellikleri şöyledir:

_ Boylamsal dalgalar veya sıkışma dalgaları, parçacıkla aynı yönde yayılan dalgalardır. Bu dalga yayılımında moleküllerin titreşimi enerji iletim yönü ile aynı yönde ve yayılım yönü sıkışma ve gevşeme bölgeleri ile aynı yödedir.

_ Enlemsel dalgalar veya makaslama dalgaları, parçacıkla dik yönde yayılan dalgalardır ve moleküllerin hareketi, enerjinin yayılım doğrultusuna dik olacak biçimde titreşirler. Enine dalgalar, yayılım yönü sıkışma ve gevşeme bölgelerinin yönüne tam dik olacak doğrultudadır (107).



Resim 10. Ultrasonik dalgalarının yayılma yönü

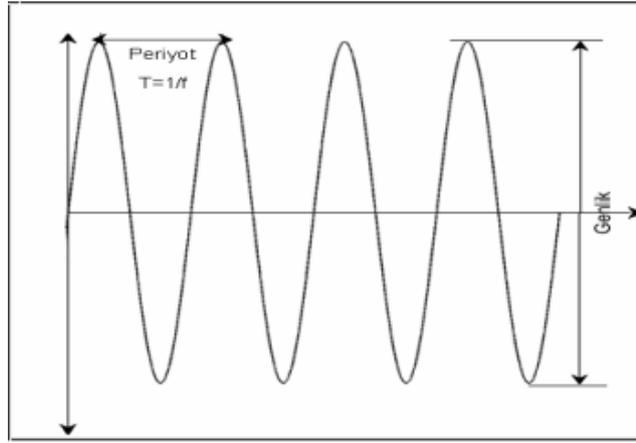
a. Boyuna dalga b. Enine dalga

1.1.8.10. Ultrasonik Dalgaların Fiziksel Karakteristikleri

Ultrasonik dalgalar kendilerini tanımlayan belli fiziksel karakteristiklere sahiptir. Düzgün elastik materyal içinde, sabit sıcaklık ve basınç altında, ultrasonun

yayıma hızı (c) sabittir ve doğrudan sesin frekansına (f) ve dalga boyuna (λ) bağlıdır. Ses dalgalarının diğere belirgin özellikleri ise genlik, güç ve dalga yayılım doğrudur.

Resim 11’ de bir ses dalgasının genliği, periyodu ve dalga boyu gösterilmiştir.



Resim 11. Bir ses dalgasının frekansı, periyodu ve dalga boyu

Dalgaboyu: Dalgaboyu bir bütün dalga çevriminin boyutudur. Bir çevrim, belirli aralıklarla tekrarlayan genlik değişimlerinin sırasıdır. Dalgaboyu mesafedeki parçacık yoğunluğu eğrisi çizileceği zaman genlik yoğunluktaki değişimi tanımlar. Dalgaboyu peş peşe iki dalga arasındaki mesafedir. Metre (m), santimetre (cm) ya da milimetre (mm) birimleri ile ifade edilir.

Genlik ve Periyot: Genlik, fiziksel bir varlığın büyüklüğündeki değişimdir. Genlik zamanın bir fonksiyonu olarak çizildiğinde dalganın periyodu (T) bir tüm çevrimin tamamlanması için geçen zaman ya da iki ardışık sıkışma veya gevşeme bölgesi arasındaki zaman olarak tanımlanır. Periyotun birimi saniyedir (s).

Frekans: Dalganın frekansı bir zaman biriminde (genellikle 1 sn) verilen bir noktada meydana gelen çevrimlerin (basınç salınımlarının) sayısıdır. Periyodun tersine karşılık gelir. Birimi Hertz (Hz)'dir.

Akustik Hız: Bir dalganın bir ortamdaki yayılma hızı akustik hız olarak adlandırılır. Sesin hızı, dalga enerjisinin gönderildiği ortamın yoğunluğu ve sıkıştırılabilirliği ile belirlenir.

Hız,

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

eşitliği ile hesaplanır. Burada, λ , dalga boyu (m); c, materyal içindeki ses hızı(m/s); ve f, frekans (Hz) olarak gösterilmiştir.

1.1.8.11. Ses Yayılım Ortamının Özellikleri

Ses dalgalarının yayılma hızını; ortamın cinsi, yoğunluğu, elastiklik modülü, ısısı vb. faktörler belirler. Ses yayılım ortamının bazı özellikleri aşağıda tanımlanmıştır:

Elastikiyet: Elastikiyet, bir nesnenin üzerinde artık onu etkileyen bir kuvvet kalmadığında özgün şekil ve hacmine geri dönebilme yeteneğidir. Dokuya uygulanan ultrasonik dalgalar komşu molekülleri sıkıştırıp gevşeterek elastik deformasyona neden olur. Bu deformasyonun miktarı, nesnenin elastik özelliklerine ve uygulanan kuvvetin gücüne bağlıdır.

Yoğunluk: Yoğunluk birim hacimdeki ortam kütesidir. Yoğunluk, ortamı meydana getiren parçacıkların birbirlerine ne kadar yakın olduklarına dair bir tanımlamadır. Ortamın diğer tüm fiziksel parametreleri sabit tutulduğunda

yoğunluktaki artış ortamdaki ses yayılımını engeller. Formülde görüldüğü gibi ortamdaki ses hızı, ortam yoğunluğunun karekökü ile ters orantılıdır:

$$c \propto \frac{1}{\sqrt{\rho}}$$

Hız (c), yoğunluk (ρ) ve elastisite (E) arasındaki ilişki ise ;

$$c = \left(\frac{E}{\rho} \right)^{1/2}$$

Hız (c), yoğunluk (ρ), elastisite (E) ve poisson oranı (μ) arasındaki ilişki ise ;

$$c = \left\{ \left(\frac{E}{\rho} \right) \left[\frac{(1 - \mu)}{(1 - \mu - 2\mu^2)} \right] \right\}^{1/2} \quad (107)$$

1.1.8.12. Akustik Empedans, Yansıma ve Zayıflama

Bir malzemede ultrasonik dalgaların yayılmasına karşı gösterilen dirence akustik empedans denir. Materyalin akustik empedansı (Z), cismin yoğunluğu (ρ) ile sesin o cisim içindeki hızının (c) çarpımıdır. Katılar veya kemik için akustik empedans değeri en yüksek iken, sıvılar ve yumuşak dokular için daha düşük, gazlar için ise en düşüktür. Akustik empedansları farklı olan iki arayüzün birleşmesi ile oluşan sınır akustik arayüz olarak adlandırılır. Akustik arayüze ses çarptığında, ses enerjisinin bir kısmı geri yansır ve geri kalanı sınır yüzeyden diğer ortama iletilir. Bir ortamın akustik empedansı bir diğeri ile aynı ($Z_1 = Z_2$) ise ses, bir ortamdan diğerine kolayca geçer. Akustik empedanslar arasındaki farklılık sesin bir kısmının arayüzde yansımaya neden olur. Eğer iki ortamın akustik empedansları arasındaki

farkı çok küçük ise yansıyan dalganın büyüklüğü de az olacaktır. Eğer akustik empedans farkı, kemik ve yumuşak dokunun birleşimi gibi, büyük ise gönderilen ses dalgasının büyük bir kısmı yansıyacaktır. Böylece iletilen ışının küçük bir kısmı kemiğin arkasındaki dokuya iletilecek ve büyük bir kısmı alıcıya dönecektir.

(78)

Ultrason ile hata belirlenmesi, defekt ile onu çevreleyen ana malzemenin ara yüzeyinde akustik empedansın ani değişimine dayanır. Yüksek frekanslı ses dalgaları homojen malzeme içinde önemli bir kayba uğramadan yayılırlar. Fakat malzeme yüzeyinden havaya pratik olarak geçemezler. İki katı yüzeyin ara yüzeyinden ise pek az geçebilirler, dolayısıyla ultrasonik dalgalar dış yüzeylerden, malzeme içindeki boşluklardan kuvvetle yansır ve saçılır.

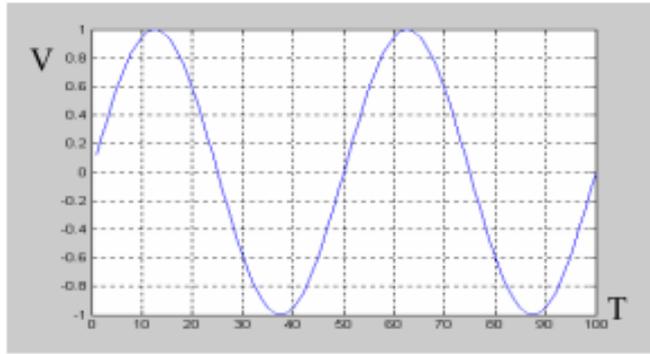
1.1.8.13. Ultrasonik Dalgalardaki Enerji Kayıpları

Malzeme içinde yayılan bir akustik dalga bir çok sebepten enerjisini kaybeder. Bu enerji kaybı dalganın genliğindeki küçülme ile anlaşılır. Pulsların enerji kaybının üç temel sebebi vardır. Bunlar hüzmeye saçılması (spreading), absorpsiyon, saçılma (scattering) dır. Hüzmeye saçılması dalgaların probdan uzaklaştıkça daha geniş bir alanı kapsamaları nedeni ile enerji yoğunluklarının azalmasıdır. Burada enerji yoğunluğu mesafenin karesi ile azalır. Absorpsiyon dalganın ilerlerken mekanik enerjisinin bir kısmını ısı enerjisine dönüştürmesidir. Esas olarak kaybolan bu enerjinin malzeme incelemesi için fazla önemi yoktur. Saçılma küçük çatlaklar ve malzemedeki homojenlik hataları gibi nedenlerle meydana gelen yansıma sonucu oluşur. Bu olayın sonucunda

ciddi miktarda enerji kaybı oluşur. Fakat bu tahribatsız muayene tekniği için faydalı bir özelliktir (197).

1.1.8.14. Osiloskop Ekranını Tanıma

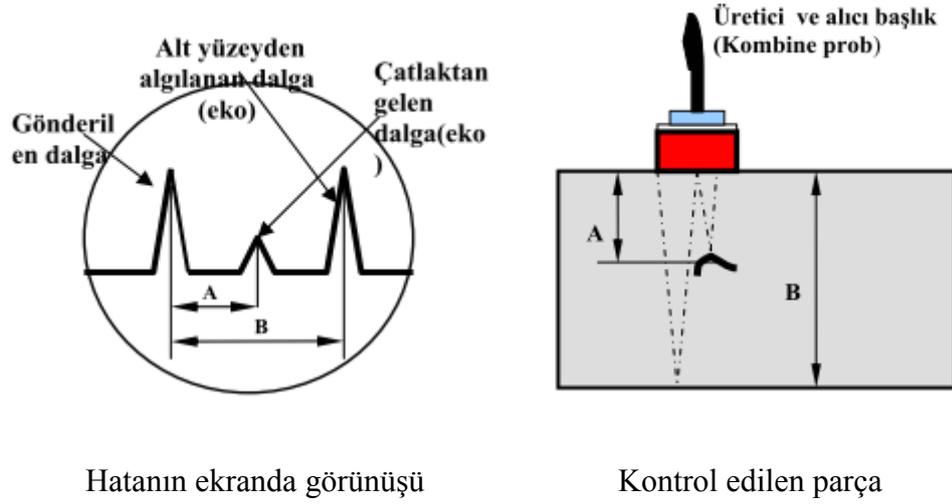
Sinyalleri üretebilen araç yardımıyla işaretleri, dalga şekli olarak görmemizi sağlayan cihaza osiloskop denir. Osiloskop dikey eksen genliği (V), yatay ekseninde (T) periyodu ifade eder. (Resim 12)



Resim 12. Osiloskop ekranı

İletme yansıtma metodunda paralel yüzeyli malzemelerde malzeme kalınlığını tespit etme ve varsa hatanın yerini tahmin etme yöntemi:

Paralel yüzeyli malzemelerin yüzey kalınlığı osiloskop ekranına yansıyan ekoların arasında ki mesafe, malzeme kalınlığının ölçüsüdür. Malzemede hata varsa osiloskop ekranında ilk eko ile son eko arasında kısa bir eko algılanır. Ekoların arasındaki mesafe göstergesinden dalganın yeri tespit edilir. Ekolar arasındaki mesafe resim 13' de gösterilmiştir.



Resim 13. Ekoların arasındaki mesafe göstergesinden dalganın yeri tespit edilmesi

Bu in vitro çalışmanın amacı, glazür ve polisaj bitirme teknikleri uygulanan farklı tüm seramik türlerinde kimyasal yorulmanın etkisiyle biaksiyel bükülme dayanıklılıklarında, alt yapı-üst yapı bağlantılarında oluşabilecek değişiklikler karşılaştırılarak, klinik uygulamalarda hangi tüm seramik sisteminin daha üstün olduğu, hangi yüzey hazırlama yönteminin hangi seramik sisteminde kullanımının daha uygun olduğunun belirlenmesidir. Böylelikle klinikte daha dayanıklı, kırık oluşturmada uzun süre dayanabilen ve başarı oranı yüksek restorasyonlar hazırlayabilmek için tüm seramiklerin dirençlerini artırma yönünde uygun yöntemlerin uygulanmasına rehberlik edilecektir. Bu çalışmanın sıfır hipotezi, kimyasal yaşlanmanın, farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanmış porselenlerin mekanik özelliklerini etkilemediğidir.

BÖLÜM II

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyomekanik Laboratuvarı ve İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fen Fakültesi Fizikokimya Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

2.1. Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda parametrelerin azalması, alınacak sonuçların güvenilirliğinin artması açısından aynı firmanın ürettiği malzemeler tercih edilmiştir.

	MATERYAL VE ARAÇLAR	ÜRETİCİ FİRMALAR
1.	IPS e.max ZirCAD IPS inLab B 65 L17 zirkonya blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
2.	IPS e.max CAD inLab B40 Lityumdisilikat seramik blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
3.	IPS e.max Press MO seramik ingot	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
4.	IPS Empress Universal Paper Ring	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
5.	IPS Alox Plunger	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
6.	IPS e.max ZirPress seramik ingot	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
7.	IPS Press Vest Revetman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
8.	Motova SL Vakumlu Karıştırıcı	BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co, Bremen, Germany
9.	IPS e.max Ceram ZirLiner	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
10.	IPS e.max Ceram üst yapı porseleni	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
11.	IPS e.max press invex liquid	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
12.	IPS e.max CAD Crystall./Glaze pasta ve likidi	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

13.	Oprafine Polisaj Seti	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
14.	ZirkonZahn	Steger, Brunneck, Italy
15.	Sabitleme çerçevesi	ZirkonZahn, Steger, Brunneck, Italy
16.	Self cure akrilik rezin	Vertex, Zeist, Hollanda
17.	İsomet 1000 (kesme cihazı)	Buehler, Lake Bluff, IL, ABD
18.	Elmas Kesme Diski	Buehler, Lake Bluff, IL, ABD
19.	Kumlama cihazı	Remfert, Germany
20.	Buhar makinesi	Amann Electronic Steamer II, Germany
21.	Elektrikli modelaj spatülü	Remfert, Germany
22.	Modelaj mumu	S-U Dental Wachs, Shuler Dental, Germany
23.	Presleme fırını EP-600 Empress	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
24.	Seramik ve kristalizasyon fırını Programat P-300	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
25.	Sirona inFire HTC Speed sinterleme fırını	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
26.	Ultrasonik Test Cihazı	Defectobook DIO 1000 Starsman
27.	Tesviye Frezleri	Acurata 808-106-355S
28.	Evrensel Test Aygıtı	Autograf AG-IS SHIMADZU, Japan
29.	Termostatik Çalkalama Cihazı	4080 Incubator Shaker, Innova, Herisau, Switzerland
30.	Vickers Mikrosertlik Test Cihazı	Shimadzu, JAPAN
31.	Seramik Taşlama Cihazı	Sumitomo , CBN, JAPAN

Tablo 1. Araştırmada kullanılan materyal ve aygıtlar

2.2. Kullanılan Yöntemler

2.2.1. Yapılacak Testler İçin Örnek Gruplarının Oluşturulması

In vitro olarak gerçekleştirilen çalışmada Ivoclar Vivadent firmasının ürettiği 4 farklı tüm seramik sistemi kullanılmıştır. Buna ait alt ve üst yapı kombinasyonları Tablo 2’de gösterilmiştir.

	<u>Alt yapı</u>	<u>Üst yapı</u>	<u>Overglaze(n)</u>	<u>Polisaj(n)</u>
1.grup	e.max Press	e.max Ceram	20	20
2.grup	e.max CAD	e.max Ceram	20	20
3.grup	Zir Cad	e.max Ceram	20	20
4.grup	Zir Cad	e.max ZirPress	20	20

Tablo 2. Kullanılan alt yapı ve üst yapıların markaları ve örnek sayıları

Tüm denemeler, 8 ayrı deney grubunun herbirinde 20 adet olmak üzere, toplam 160 adet; çapı 12,5 mm, alt yapı ve üst yapı kalınlıkları 1 mm, çapı 12,5 mm olan disk şeklinde hazırlanmış örnekler üzerinde gerçekleştirilmiştir.

2.2.2 Deney Örneklerinin Hazırlanması

2.2.2.1 Alt Yapıların Hazırlanması

2.2.2.1.1 IPS e. Max Press Alt Yapıların Hazırlanması

IPS e.max Press alt yapıları örneklerin deneylerinde seramik örneklerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla, özel metal kalıp hazırlandı. 1 mm kalınlığında olan metal plakanın ortasına torna cihazında 12,5 mm çapında daire şeklinde boşluk oluşturuldu. (Resim 14 ve 15)



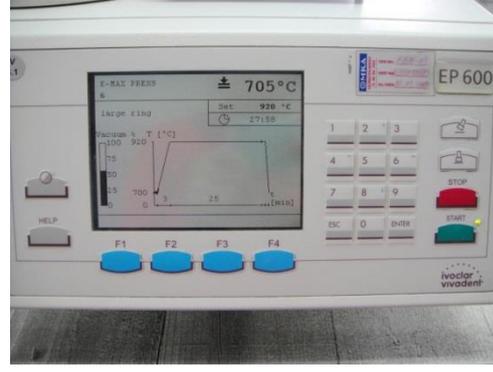
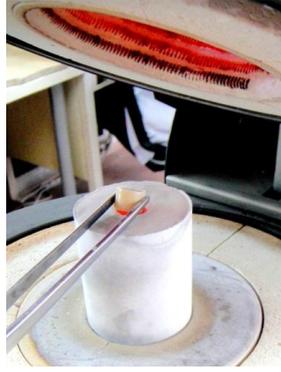
Resim 14 ve 15. Mum örneklerin hazırlanması için kullanılan metal kalıp

Bu metal kalıbın ortasındaki boşluğa mum damlatılarak 12,5 mm çapında 1mm kalınlığında, alt ve üst yüzeyleri yere paralel olan 40 adet mum²² modelaj elde edildi. Mum örneklerin boyutları dijital kumpas ile kontrol edildi. Yüzeyleri pürüzsüzleştirildikten sonra tipleme amacıyla 2.5-3 mm çapındaki IPS-Empress sistemine ait özel tijler kullanıldı. Tijlerin seramik materyalin akış yönünde olmasına özen gösterildi. Tijin yer yüzeyi ile olan açısının 45-60 °C olması sağlandı. Mum örnekler tijenip, manşete yerleştirildi. Manşete bağlanan herbir örneğin, diğeri ile arasında en az 3 mm mesafe bırakıldı. Fosfat bağlı özel revetman⁷ 100 gr toz, 15,5 ml revetman sıvısı ve 6,5 ml distile su olacak şekilde 20 sn elde, 60 sn'de vakumlu karıştırıcıda⁸ karıştırılarak manşete döküldü. (Resim 16,17 ve 18)



Resim 16-17 ve 18. Tijenmiş mum örnek ve örneklerin manşete alınması, revetman dökülmesi

Revetmanın sertleşmesi için bir saat beklendikten sonra, manşet ön ısıtma fırınına konuldu. Dakikada 5° C artacak şekilde 30 dakika 250° C'de ve 60 dakika 850° C'de bekletildi. Ön ısıtması tamamlanan manşete, Al₂O₃ silindir⁵ ve IPS e.max Press çekirdek³ yerleştirildi ve ısısı 700° C'ye yükseltilmiş olan EP 600 fırınına²³ alındı (Resim 19 ve 20).



Resim 19 ve 20. Manşetin EP 600 fırınına alınması

Üretici talimatlarına göre presleme işlemi tamamlandı ve manşet fırından alınarak soğumaya bırakıldı. (Tablo 3) Soğuyan manşet separeyle kesildi ve örneklerin görülür hale getirilmesi için 4 bar basınç altında kabaca 125 µm alüminyum oksit ile kumlandı. Ardından örnekler 2 bar basınçla 50 µm' lik alüminyum oksit kumu ile tamamen temizlendi. Örnekler tijlerden elmas separe yardımıyla ayrıldı. Elde edilen örneklere, önceden belirlenen standart tesviye işlemi uygulandı. Tesviye işlemi tur motorunda dakikada 15.000 rpm devir hızında herbir örnekte aynı grenli elmas frezler²⁷ kullanılarak aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Tesviye sırasında elektronik kumpas ile ölçümler yapılarak örneklerin boyutları kontrol edildi ve sonuçta 12,5 mm çapında, 1 mm kalınlığında seramik diskler elde edildi. Döküm işlemi sırasında oluşan reaksiyon tabakasının kaldırılması için plastik bir kap içine dökülen HF solüsyonu (IPS e.max press invex likidi¹¹) içerisinde yaklaşık 30 dakika tutularak ultrasonik banyoda temizlendi. (Resim 21)

İnvex likitinden çıkarılan örnekler basınçlı buhar¹⁷ altında yıkandı ve hava ile kurutuldu. Oluşan beyaz reaksiyon tabakasının kaldırılması için 2 bar basınçla 50 µm'lik alüminyum oksit ile kumlandı ve alt yapı seramiğinin üzerine veneer porseleni uygulanmasına hazır hale getirildi.



Resim 21. Örneklerin tesviyesi ve e.max press invex likitinde bekletilmesi

2.2.2.1.2. IPS e.max CAD Alt Yapıların Hazırlanması

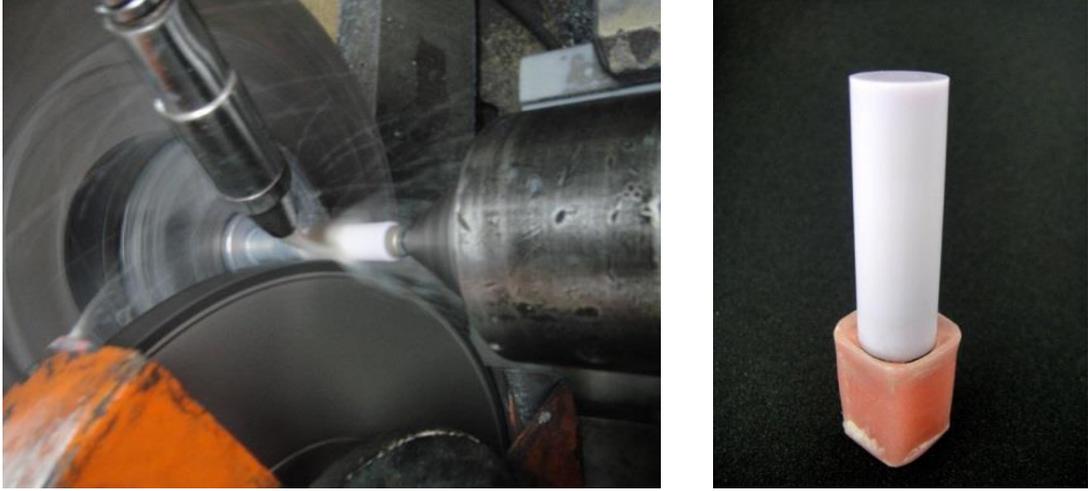
Bu gruptaki örneklerin hazırlanmasında IPS e.max CAD in Lab B40 bloklar² (Resim 22) kullanılmıştır. Ancak çalışmamızda kullandığımız seramik örnekler, kron alt yapı formunda olmayıp, disk şeklinde olduğu için CAD/CAM sisteminin CAD ünitesinde dizayn edilemedi. Bu nedenle örnek hazırlama da isomet aygıtı kullanıldı.

Öncelikle, seramik bloğun isomet kesme cihazının kesme bıçağına paralel bir şekilde sabitlenebilmesi için, bloğun düz yüzeylerinden faydalanılarak, isomet kesme cihazının tutucu aparatına uygun olacak şekilde akril taşıyıcı (Resim 23-24) hazırlandı.



Resim 22-23 ve 24. e.max Cad seramik blok, akril tutucu parça ve tutucu parça içine yerleştirilmiş blok

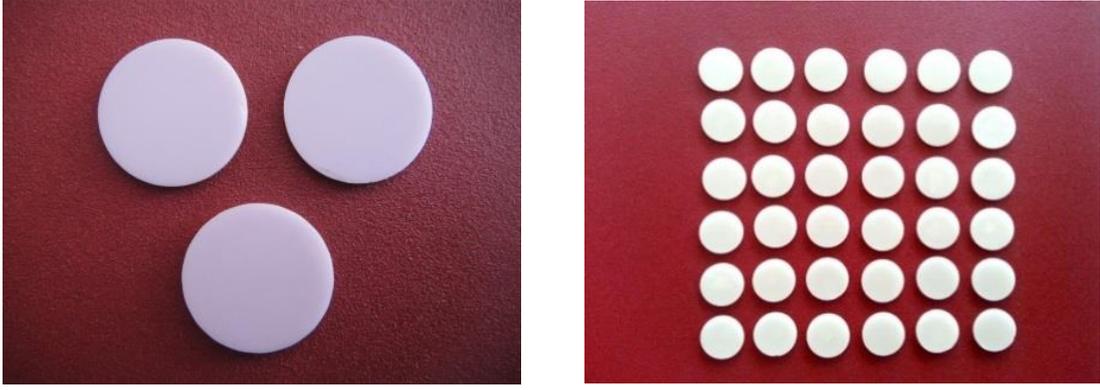
Prefabrike bloklar dikdörtgenler prizması şeklinde olduğu için seramik taşlama cihazında³¹ yüzeyinde su soğutması altında çatlak oluşturmadan, çapı 12,5 mm olan silindir haline getirildi. (Resim 25)



Resim 25. Seramik taşlama cihazında³¹ bloğun silindir haline getirilmesi ve silindirik şekline getirilmiş bloğun akril tutucuya yerleşmiş hali

Silindirik haline getirilen bu seramik blokların 1'er mm kalınlığında dilimlenme işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda İsoMet kesme cihazında¹⁷ yapıldı. Daha önce hazırladığımız akril tutucu yardımı ile elmas separeye¹⁸ dik açıyla sabitlenerek kullanılan elmas kesme diskinin¹⁷ kalınlığı (0.4 mm) da hesaplanarak 1,25 mm aralıklarla su soğutması altında düşük hızda dilimlendi.

Dilimlenen örneklerin kalınlıkları kumpas ile kontrol edildi. Kristalizasyona hazır olan örnekler EP300 fırınında²⁴ üretici firmanın önerdiği şekilde kristalize edildi. Kristalizasyondan sonra örneklerin boyutlarında kumpas ile ölçüm yapılarak değişim olup olmadığı kontrol edildi.



Resim 26 a ve b. a) Kristalizasyondan önce b) Kristalizasyondan sonra e.max Cad örneklerin görünümü

2.2.2.1.3 IPS e.Max ZirCAD Alt Yapıların Hazırlanması

Çalışmamızda kullandığımız örnekler, kron alt yapı formunda olmayıp, disk şeklinde olduğu için e.max ZirCAD alt yapı örnekler de CAD/CAM sisteminin CAD ünitesinde dizayn edilemedi. Bu nedenle, zirkonyum alt yapı örneklerin elde edilmesinde, kopya-freze sistemi ile çalışan ZirkonZahn¹⁴ freze makinesi ve İsomat kesme cihazı¹⁷ kullanıldı. Dikdörtgenler prizması şeklinde olan 2 adet IPS e.max ZirCAD¹ bloktan (Resim 27) Zirkon Zahnfreze¹⁴ makinesi ile silindirik bloklar elde edildi. Bu silindirik bloklar İsomat kesme cihazında¹⁷ dilimlenerek 80 adet disk şekilli alt yapılar oluşturuldu. Zirkonyum alt yapılar, sinterlenme sırasında oluşacak büzülmeyle karşılaşmak amacıyla %20 daha büyük hazırlandı.

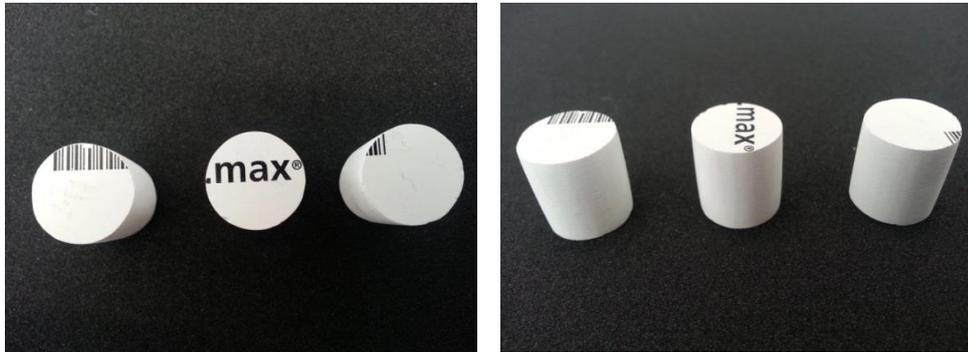


Resim 27. Kullanılan e.max ZirCAD blok

Zirkonya bloklardan elde edilen alt yapıların standart olarak hazırlanabilmesi için torna cihazında, freze ünitesinin yapacağı büyütme oranı hesaplanarak istenen boyutta silindirik metal blok hazırlandı. Daha sonra, bu metal blok tarama kısmında sabitleme çerçevesine uygun pozisyonda yerleştirildi. %87 - 95 ZrO₂ ve HfO₂, Al₂O₃, Y₂O₃ içeren IPS e.max ZirCAD blok¹ ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa adapte edildi. (şekil 28 ve 29) Makinenin okuyucu ucu, silindirik metal blok üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan zirkonya bloğu şekillendirildi ve sonuçta 15.62 mm çapında çıkarılan silindir bloklar elde edildi. (Resim 30 ve 31) Frezeleme işlemi üretici firmanın önerileri doğrultusunda manuel olarak yapıldı.



Resim 28 ve 29. Tarama ünitesine yerleştirilen metal tasarım ve işleme ünitesine yerleştirilen zirkonyum blok



Resim 30 ve 31. Zirkonyum bloktan freze ile şekillendirilen silindir bloklar

İsomet kesme cihazında, 15.62 mm çapında, 17 mm yüksekliğindeki silindirik bloklardan, 1.25 mm kalınlığında diskler elde edilmesi için ilk olarak; önceden e.max CAD bloğun kesilmesinden sonra geriye kalan metal tutucu parçalar (Resim 32), silindirik zirkonyum blokların alt yüzüne siyanoakrilat ile yapıştırıldı. Bu blokların üzeri alüminyum folyo ile kaplandı. (Resim 33) Kesme işlemi sırasında örnek kenarlarında kırık oluşmaması için alüminyum folyo sarılı blokların dışı şeffaf akril ile kaplandı.



Resim 32 ve 33. Metal tutucu parçalar ve alüminyum folyo sarılmış silindirik zirkonyum bloklara yapıştırılması

Kesme işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda İsomet kesme cihazında¹⁷ yapıldı. Kesme işlemine hazır hale getirilen zirkon blok önceden hazırlanmış olan (e.max CAD bloğun kesiminde kullanılan) akril tutucuya yerleştirildikten sonra, kesme bıçağına paralel olacak şekilde kesme cihazına sabitlendi. (Resim 34) Silindirik zirkonyum blok, kullanılan elmas kesme diskin¹⁸ kalınlığı (0.4 mm) da hesaplanarak 1.65 mm aralıklarla su soğutması altında düşük hızda dilimlendi. (Resim 35)

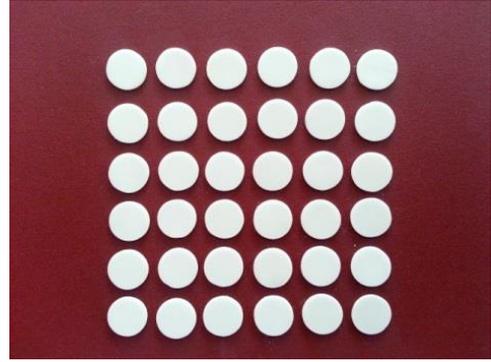


Resim 34 ve 35. Akrilik taşıyıcının tutucuya sabitlenmesi ve kesim işleminin yapılması

Hazırlanan $15.62 \text{ mm} \times 1.25 \text{ mm}$ boyutlarındaki disk şeklindeki örnekler, üretici firmanın önerileri doğrultusunda içindeki nemin kuruması için oda sıcaklığında bir hafta bekletildiler. Örneklerin tamamen kuruması sağlandıktan sonra Sirona inFire HTC Speed²⁵ sinterleme fırınında üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1500°C 'de 1 saat sinterlendiler (Resim 36); daha sonra 3,5 saat oda ısında kurutuldular. İşlem sonucunda; örneklerin, elektronik kumpas yardımı ile tek tek yapılan ölçümlerinde %20 küçülerek $12,5\text{mm} \times 1\text{mm}$ orijinal boyutlarına ulaştıkları tesbit edildi. (Resim 37)



Resim 36. Sirona inFire HTC Speed Sinterleme Fırını



Resim 37. Kumpas ile boyutların ölçülmesi **Resim 38.** Sinterize olmuş alt yapılar

Seramik tabakalama işlemine başlamadan önce alt yapılar basınçlı buhar²⁰ ile yıkanarak kir ve yağlardan arındırıldı. Örnekler kurutulduktan sonra yüzeye herhangi bir temastan kaçınıldı. Zirkonyum alt yapıları üzerine, firmanın kendi porseleni için geliştirmiş olduğu astar maddesi IPS e.max Ceram ZirLiner⁹, firmanın önerileri doğrultusunda 0.1 mm kalınlığında uygulandı. Krem kıvamında hazırlanan liner, zirkon disklerin üst yapı seramiği uygulanacak yüzüne sürüldü ve vibrasyonla yayılması sağlandı. (Resim 39) Bir süre kurumaması beklendikten sonra firmanın önerdiği ısılarda fırınladı ve üst yapı seramiği uygulanmasına hazır hale getirildi. Soğuması tamamlanan örneklerin kalınlığı kumpasla kontrol edildi. (Şekil 40)

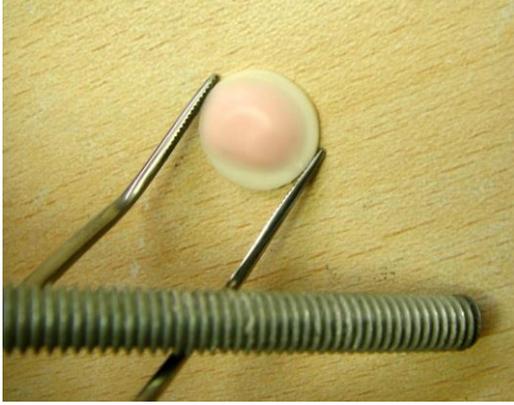


Resim 39 ve 40. ZirLiner uygulanması ve fırında pişirildikten sonraki görüntüsü

2.2.2.2. Üst Yapıların Hazırlanması

2.2.2.2.1. Tabakalama Tekniği le Hazırlanan Örnekler

Tabakalama tekniği kullanılan 1., 2. ve 3. gruplarda; tabakalama işleminin ilk aşaması olan baz fırınlama için (foundatioun firing), IPS e.max Ceram dentin seramik tozu¹⁰, IPS e.max Ceram seramik likiti ile karıştırılarak kor yapıya ince bir tabaka halinde sürülerek fırınladı. Pişirme sırasında oluşacak poroziteyi en aza indirmek için kondansasyon tekniği uygulandı. (Resim 41 ve 42) Kondansasyon sırasında açığa çıkan likit kağıt mendil ile yüzeyden uzaklaştırıldı.



Resim 41 ve 42. Üst yapı seramiğinin kondansasyon tekniği ile uygulanması

Dentin seramiği uygulanan örnekler önerilen ısıda, Ivoclar Programat P300²⁴ fırınında pişirildi. Dentin seramiğinin kaynaşma büzüşmesinin tolere edilmesi amacı ile, iki adet dentin fırınlama aşaması uygulandı. Pişirme işleminden sonra örnek kalınlıkları 2.1 mm'den 2 ± 0.02 mm'e indirilecek şekilde tesviye frezleri²⁷ ile aşındırıldı. (Resim 43) Bu aşamada örnek kalınlıkları aralıklı olarak kalınlığı 5 farklı yerden digital kumpas ile ölçülerek örnek kalınlıklarının standardizasyonu sağlandı.



Resim 43. Üst yapı seramiğinin tesviyesi

2.2.2.2.2. Pressleme Tekniği ile Hazırlanan Örnekler

Presleme tekniği uygulanan bu grupta, 1 mm kalınlığında hazırlanan zirkonya örnekler, ortasında 12.6 mm çapında delik bulunan 2.1 mm kalınlığındaki metal kalıbın alt bölümüne yerleştirildikten sonra, 1mm kalınlığındaki üst yapıyı elde edebilmek için, özel döküm mumu damlatılarak üst yapı mum modelajı yapıldı. (Resim 44-45 ve 46)



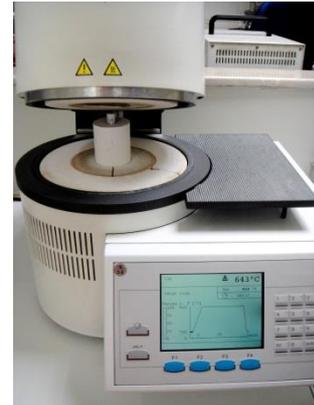
Resim 44-45 ve 46. Zirkonyum alt yapının üzerine mum modelaj yapılması

Döküm işleminde eksiklik çıkmaması için mum ağırlığı hassas tartıda ölçüldü. Bunun için zirkonyum alt yapılar üzerine mum modelaj yapımından önce ve modelajın takiben döküm yollarının bağlanmasından sonra örnekler hassas tartıda tartılarak mum ağırlıkları hesaplandı. Ardından firmanın kendi seramik ingotu için geliştirmiş olduğu özel revetman⁷ ile manşete alındı.(Resim 47)



Resim 47. Manşete bağlanmış örnekler

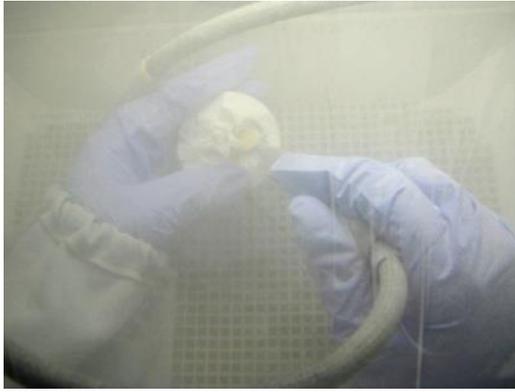
Revetmanın sertleşmesi için bir saat beklendi ve kâğıt manşet çıkarıldı. Manşet ön ısıtma fırınına konuldu. Dakikada 5°C artacak şekilde 30 dakika 250°C 'de ve 60 dakika 850°C 'de bekletildi. Üretici firmanın önerisi doğrultusunda, hesaplanan mum ağırlığı 0.7 gr.'ı geçtiği için ön ısıtması tamamlanan manşete 2 adet IPS e.max ZirPress çekirdek⁶ (Resim 48) ve Al_2O_3 silindir⁵ yerleştirildi. Hemen ardından ısı 700°C 'ye yükseltilmiş olan EP 600 fırınına²³ alındı (Resim 49)



Resim 48 ve 49. IPS e.max ZirPress ingotlar ve manşetin fırına yerleştirilmesi

Isı ve basınçla uygulama tekniği kullanılarak Ivoclar EP 600²³ fırınında üretici firmanın belirttiği ısılarda presleme işlemleri tamamlandı. (Tablo 3)

Manşet fırından alınarak soğumaya bırakıldı. Soğuyan manşet separeyle kesildi ve örneklerin görülür hale getirilmesi için 4 bar basınç altında kabaca 125 µm aluminyum oksit ile kumlandı¹⁹. Ardından örnekler 2 bar basınçla 50 µm' lik aluminyum oksit kumu ile tamamen temizlendi. (Resim 50 ve 51) Döküm yolları elmas frez yardımı ile kesildi ve fazlalıklar tesviye edilerek orjinal boyutlarına getirildi. Döküm işlemi sırasında oluşan reaksiyon tabakasının kaldırılması için örnekler plastik bir kap içine dökülen HF solüsyonu (IPS e.max press invex likidi¹¹) içerisinde 10 dakika tutularak ultrasonik banyoda temizlendi.



Resim 50 ve 51. Kumlama ile örneklerin açığa çıkarılması ve manşetten çıkarılmış örnekler

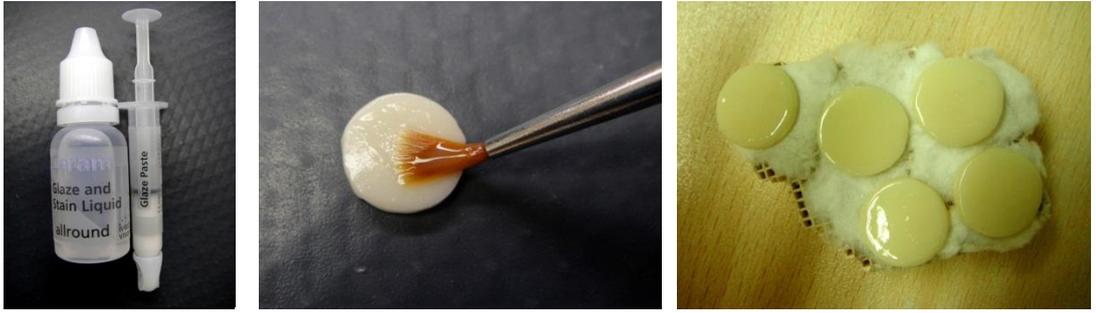
İki tabakalı örneklerden ayrı olarak, kullanılan malzemelerin ses hızının ölçülebilmesi amacıyla her tip malzemedan birer adet tek tabakalı örnek hazırlandı.

2.2.2.2.3. Yüzey Bitirme İşlemlerinin Yapılması

Üst yapı seramikleri tamamlanmış, boyutları dijital kumpas ile 5 ayrı bölgeden kontrol edilmiş olan örnekler, distile su ile temizlenip kurulandı ve yüzey bitirme işlemine hazır hale getirildi. Her grup kendi içerisinde rastgele iki alt gruba ayrıldı. Bu gruplardan birisine overglaze işlemi, diğerine mekanik parlatma işlemi uygulandı.

2.2.2.2.3.1. Overglaze İşlemi

IPS e.max Ceram glaze pastası ve likidi¹² (Resim 52), cam üzerinde ince bir fırça yardımı ile karıştırıldı. Homojen hale gelen glaze materyali örnek yüzeyine ince bir fırça yardımı ile tek yönde sürüldü (Resim 53). Firmanın önerdiği fırınlama programı ile EP300²⁴ fırınında yanmaz pamuk üzerinde glazür pişirmesi gerçekleştirildi. Glazür işlemi biten örnekler soğuduktan sonra fırından çıkarıldı. (Resim 54)



Resim 52-53 ve 54. Glazür pasta-likidinin uygulanışı ve glazürü tamamlanmış olan örnekler

	B (°C)	t↑ (°C/dk)	T (°C)	S (dk)	H (dk.)	V₁	V₂
IPS e.maxCeram	403	50	750	2	1	450	749
IPS e.max Zirliner	403	60	960	2	1	450	959
IPS e.max Ceram Glaze	403	60	725	3	1	450	724
IPS e.max ZirPress Glaze	403	60	770	3	1	450	769
IPS e.max ZirPress	700	60	900	4	15	500	900
IPS e.max Press	700	60	925	4	15	500	925

Tablo 3. Üretici firmanın önerdiği pişirme dereceleri

B: Sinterizasyon başlangıç sıcaklığı **T:** Sinterizasyon son sıcaklık
t↑: Sıcaklık artışı/dk. **S:** Kurutma süresi
H: Son sıcaklıkta bekletme süresi **V₁:** Vakum başlangıç sıcaklığı
V₂: Vakum bitim sıcaklığı

2.2.2.2.3.2. Mekanik Parlatma İşlemi

Seramik örnekler fırından çıktığında üst yapıların yüzeyinde natural glaze olduğu için polisaj uygulamasından önce bu glazür yüzeyi sonsuz frez ile kaldırıldı. Mekanik polisaj işlemi uygulamak amacıyla Optrafine¹³ Tüm Seramik Bitirme ve Polisaj Seti kullanıldı. (Resim 55) Tüm seramik restorasyonlar için üretilen bu polisaj seti, alev, kap ve disk olmak üzere üç değişik lastik formu, naylon fırça ve parlatma pastasından oluşur. Bitirme lastikleri sentetik kauçuk, granül elmas ve titanyum dioksit içerir. Polisaj pastası ise emülsiyon içinde 2-4 µ boyutlarında elmas tozları içerir. Örneklerin polisajı, aynı araştırmacı tarafından, su soğutması altında 15000 devir/dk dönen bir el aleti ile, sırasıyla Optrafine F bitirme lastiği ve Optrafine P polisaj lastiği 30'ar saniye uygulanarak yapıldı. Ardından polisaj pastası, HP naylon fırça ile 10.000 devir/dk hız ve 10 sn süre ile uygulandı.



Resim 55. Optrafine Tüm Seramik Bitirme ve Polisaj Seti

2.3. Örnek Gruplarına Uygulanan İşlemler

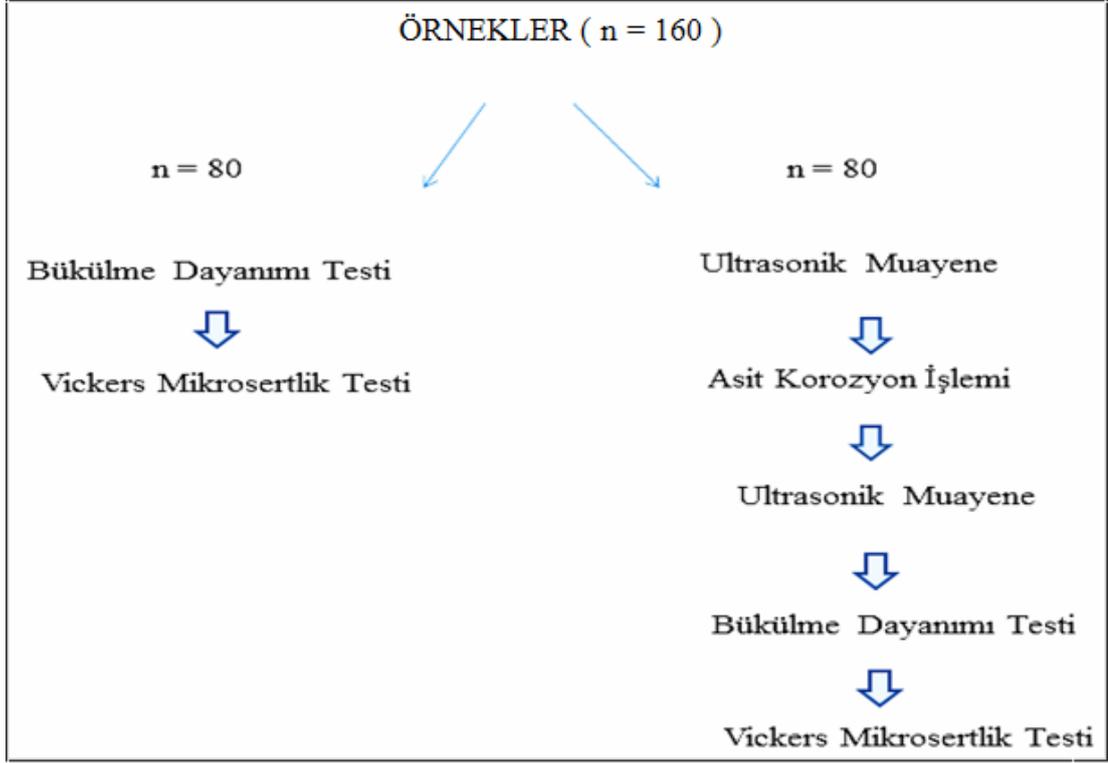
4 farklı materyal tipi, 2 farklı yüzey bitime şekline göre hazırlanmış örneklerin gruplandırması aşağıdaki gibi olup, her grup başına 20 örnek kullanılmıştır. Bu şekilde toplam 160 örnek hazırlanmıştır. Örneklerin hazırlanması sonucunda her bir grupta 20 örnek olmak 8 tane alt grup elde edilmiştir. (Tablo 4)

	Alt yapı	Üst yapı	Alt Grup Overglaze(n)	Alt grup Polisaj(n)
1.grup	e.max Press	e.max Ceram	20	20
2.grup	e.max CAD	e.max Ceram	20	20
3.grup	Zir Cad	e.max Ceram	20	20
4.grup	Zir Cad	e.max ZirPress	20	20

Tablo 4. Örneklerin hazırlanması sonucu elde ettiğimiz alt gruplar ve sayıları

Ardından her bir alt grubun (n=20) içinden 10'ar tanesi rastgele seçildi. Bu hiçbir yaşlandırma işlemi yapılmadan, malzemenin kimyasal yaşlandırma öncesindeki dayanımını ölçmek amacıyla hasarlı muayene yöntemlerinden olan biaksiyel bükülme dayanımı testi ve ardından mikrosertlik testi uygulandı.

İkinci 10'lu kümelerden oluşan örnekler ise, hasarsız muayene yöntemlerinden biri olan ultrasonik test yöntemi ile incelendikten sonra bunlara kimyasal yaşlandırma işlemi uygulandı. Hızlandırılmış kimyasal yaşlandırma işleminin ardından ultrasonik test tekrar uygulandı. Uygulanan testlerin ardından hasar görmemiş bu örnekler malzemenin kimyasal yaşlandırma sonrası mukavemetini ölçmek amacıyla hasarlı muayene yöntemlerinden olan biaksiyel bükülme dayanımı ve mikrosertlik testleri yapıldı. (Tablo 5)



Tablo 5. Uygulanan testlerin şematik görünümü

2.3.1. Ultrasonik Muayene

Ultrasonik muayene işlemine geçilmeden önce, kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında her bir örnekte çıkacak sonuçları karşılaştırmak amacıyla örnekler tek tek kutulanıp numaralandırıldı.

Bir ultrasonik muayenenin yapılabilmesi için gerekli olan ana parçalar; ultrasonik cihaz, prob, kalibrasyon bloğu, test edilecek malzeme ve gerekli durumlarda kullanılan temas maddesidir.

Deneyisel çalışma sırasında; sesli ve ışıklı ikaz verme özelliği darbe-yankı tipi ultrasonik cihaz²⁶ kullanılmıştır. (Resim 56)



Resim 56. Çalışmamızda kullanılan ultrasonik cihazın görüntüsü

Deneye başlamadan önce düzeneğin kalibrasyonu gereklidir. Kalibrasyon, ultrasonik cihaz ekranını test edilecek malzemenin belli bir kalınlığına göre ayarlayıp, ölçekli hale getirme işlemidir. Ekranın yatay skalasına göre ayarlanan bu kalınlığa test alanı denir. Kullanılan kalibrasyon bloğunun test malzemesi ile aynı ses hızı, zayıflama ve akustik empedansa sahip olması için, bu bloklar test malzemesi ile aynı veya benzer alaşım bileşimine sahip ve aynı sıcak veya soğuk işlem görmüş malzemeden hazırlanmalıdır (81). Dolayısıyla biz de çalışmamızda kalibrasyon amacıyla, sinterize olmuş 2x2x3 cm boyutlarında zirkonyum blok hazırladık.

Prob ve test parçası arasında kalan hava tabakasını yok etmek için bir sıvı veya jel şeklinde olabilen temas maddeleri kullanılır. Prob ve test parçasının akustik empedansına göre, havanın akustik empedansı çok düşük olduğu için arada kalabilecek çok ince bir hava tabakası bile ultrasonik dalgaların geçişine izin vermeyecektir. En çok kullanılan temas maddeleri sırasıyla; su, gliserin, motor yağı, gres yağı, duvar kağıdı macunu ve diğer ticari macunlardır (259). Çalışmamızda temas maddesi olarak gliserin seçilmiştir.

Çatlaklar en iyi şekilde enine dalgalar üreten açılı problarla algılanabilir. Ancak çalışmamızda, biaksiyel bükülme dayanımı ISO 6872 standartına göre hazırladığımız örneklerin boyutları (12,5x2 mm), bu açılı probların kullanımı için çok küçük olması sebebiyle 5 MHz frekansında boyuna dalgalar üreten düz problar kullanılmıştır. (Resim 57)



Resim 57. Düz prob ile örneğe boyuna ses dalgası gönderilmesi

Düz prob ile yüzeye dik bir şekilde ultrasonik dalgalar yayılır. Kullandığımız darbe-yankı metodu en sık kullanılan yöntemdir. Bu yöntemde prob hem alıcı hem verici olarak görev yapar. Hatasız malzemede hem ön yüzey hem arka yüzey yankısı alınır. Hatalı malzemede ise, hatadan yansıyan ses dalgaları bu iki sinyal arasında bir hata yankısı oluşturur. Ultrasonik dalganın gönderilmesi ve geri dönmesi arasında geçen süreden hatanın yüzeyden uzaklığı tespit edilir. Çalışmamızda prob aracılığıyla, örnek içerisine boyuna dalgalar göndererek arka yüzeyden ve çatlaktan dönen dalgalar ile örneklerin ultrasonik muayenesi yapılmıştır ve bu dalgaların örnek içerisinden geri döndüğü mesafeler tespit edilmiştir.

Probun gönderdiği ses demetinin yolu üzerinde bulunan bir yansıtıcı noktadan (hatadan) alınan yankının oluşması için sesin kat ettiği yolun projeksiyonu yankının yerini verir. Bu temelde sesin yol alma süresi ve cihazın kalibrasyonuna bağlıdır.

Bir hata üzerine dik olarak gelen ses dalgaları tamamen geriye yansiyarak proba ulaşır. Hatanın yeri hakkında bilgi edinilir, boyutu hakkında kesin bir şey söylenemez.

Boyuna dalgalar üreten prob ile incediğimiz örneklerde, ara yüzeye dik olarak gönderilen ses dalgaları ile alt tabaka ile üst tabaka arasında bir düzensizlik (hata-yapışmama) olup olmadığı kontrol edilmiştir. Ultrasonik dalgaların gönderilmesi ve geri dönmesi arasında geçen süreden, hatanın yüzeyden olan uzaklığı tespit edilmiştir. Hata tespit edilmeyen örneklerde elde edilen kalınlık değeri örneğin kalınlık değeriyle eşit çıkmıştır. (2 mm) Kimyasal yorgunluk öncesi ve sonrasında ses hızında farklılık olup olmadığını belirlemek amacıyla örneklerin içinde sesin yayılma hızları da kaydedilmiştir.

Ayrıca poisson oranının hesaplanması amacıyla, her bir malzemedeki tek tabakalı olarak hazırlanan örneklerde sesin yayılma hızı kaydedilmiştir. Ultrasonik muayenesi yapılan örnekler asit korozyon (hızlandırılmış kimyasal yaşlandırma) işlemi için İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü 'ne sevk edilmiştir.

2.3.2. Seramik Asit Korozyon İşlemi (Hızlandırılmış Kimyasal Yaşlandırma)

Asit korozyon testlerinde yapılan uygulamalar, ISO 6872 no'lu standarta göre hızlandırılmış bir yaşlandırma işlemi olup, ağız ortamındaki 2,2 yıllık kullanım sürecini taklit etmektedir (120). Bu açıdan, seramik restorasyonların ileri dönemdeki

yüzey özelliklerinin yorumlanabilmesi açısından önemlidir. Bu çalışmada ISO 6872 no'lu standartta belirtildiği gibi ortam pH'ını ayarlamak amacıyla (pH 2,4) asetik asit kullanılmıştır. Asitler, yapay tükrük ya da distile suya göre materyalde daha hızlı bir yıpranma oluşturarak dental seramiklerin uzun dönem stabiliteleri hakkında yorum yapılabilmesi açısından daha avantajlıdır (177).

Seramik kronların ağızda korozyona uğrayan yüzeyi, ağız ortamına açık olan üst yapı seramiği olduğu için hazırlanan örneklerin de hızlandırılmış yaşlandırma işlemi sırasında bu durumu taklit edebilmesi için; örneklerin üst yapı seramiği bulunan tarafın üst yüzeyi dışında kalan bölgeleri (alt yapı seramiği ve diskin yan yüzeyleri) oje sürülerek izole edilmiştir.

Seramik örneklere, pH 2,4 olan %4'lük asetik asit çözeltisi içinde termostatik çalkalama cihazında²⁹ toplam 18 saat yıpratma işlemi uygulanmıştır. (Resim 58) Bu işlem süresince mikroçatlak oluşumunu engellemek amacıyla, örnekler oda sıcaklığındaki solüsyonlara yerleştirilip; sıcaklık 2 saatte oda sıcaklığından son sıcaklık olan 80 °C'ye kademeli olarak arttırıldıktan sonra, 16 saat 80 °C'de bekletilmiştir.

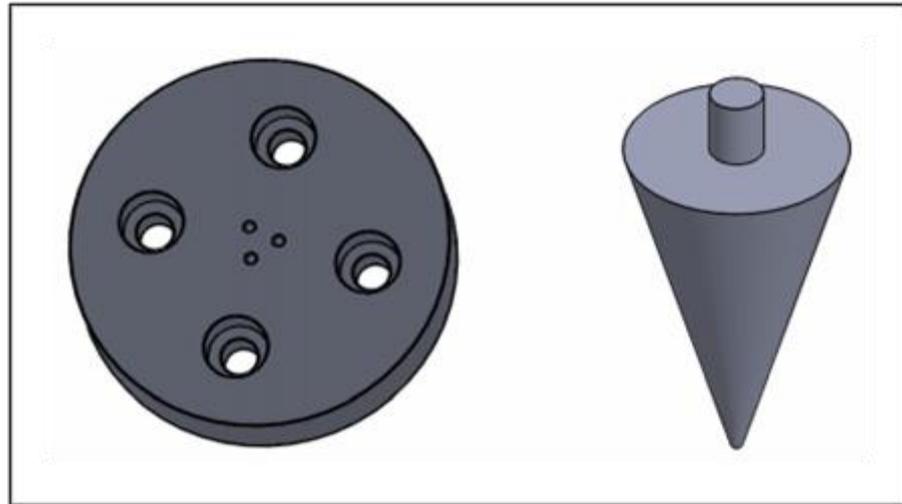


Resim 58. Örneklerin yaşlandırma işleminin gerçekleştirildiği termostatik çalkalama cihazı

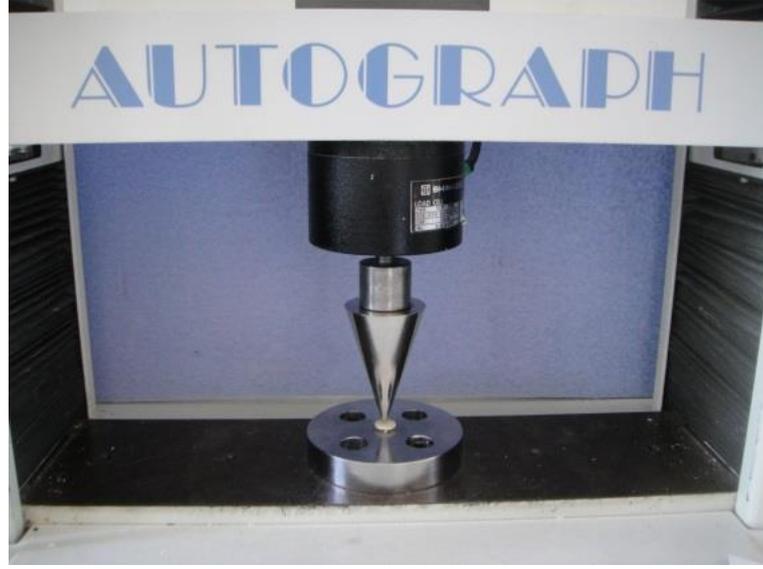
Yaşlandırma işleminden sonra seramik örnekler polipropilen tüplerden çıkartılmıştır. Distile su ile yıkanıp kurutulmalarının ardından, başlangıç değerleriyle karşılaştırmak için, kimyasal yorulma sonrasında ultrasonik test cihazıyla tekrar inceleme yapmak üzere hazırlanmıştır. Ultrasonik gözlemlerin ardından kimyasal olarak yaşlandırılmış örnekler, kimyasal yaşlandırma uygulanmamış örnekler ile beraber (n=160) biaksiyel bükülme dayanımı testi uygulanması için Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyomekanik Anabilim Dalı'na sevk edildi.

2.3.3. Biaksiyel Bükülme Dayanımı Testi

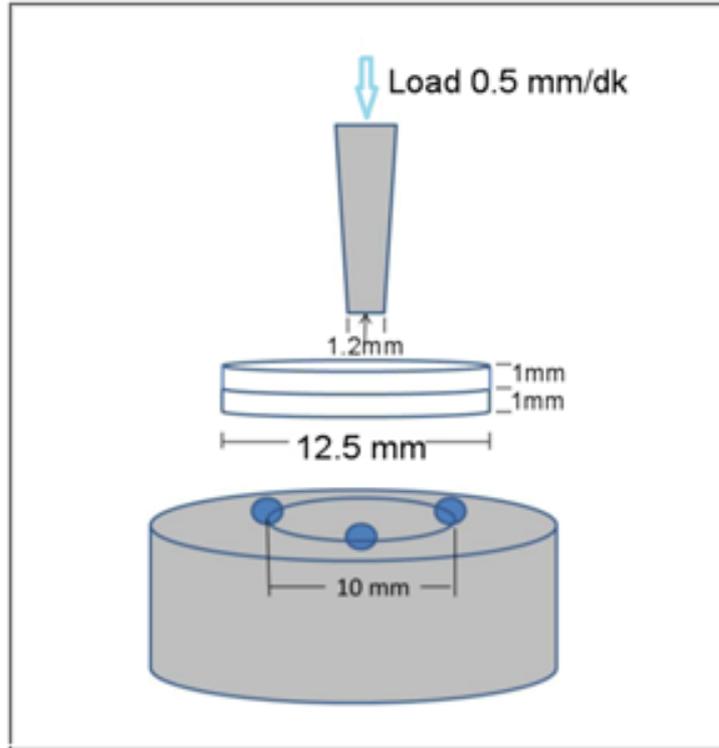
İki eksenli bükülme dayanıklılığı testi, ISO 6872 standardına uygun olarak, evrensel test aygıtı²⁸ çekme-basma cihazı kullanarak gerçekleştirildi. Örnekleri desteklemek için hazırlanan deney düzeneğinin teknik resmi (Resim 59) çizilerek CNC (*Computer Numerical Control*) cihazında deney düzeneği yaptırıldı. (Resim 60)



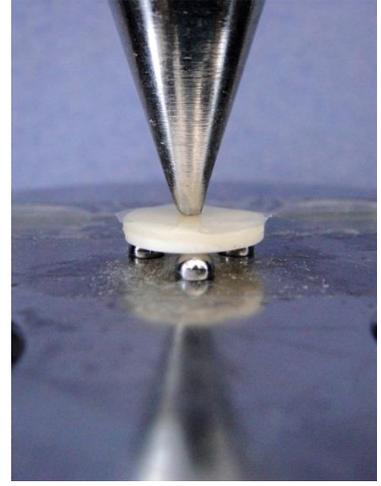
Resim 59. Düzeneğin alt destek tablası ve üst itici pistonun teknik resmi



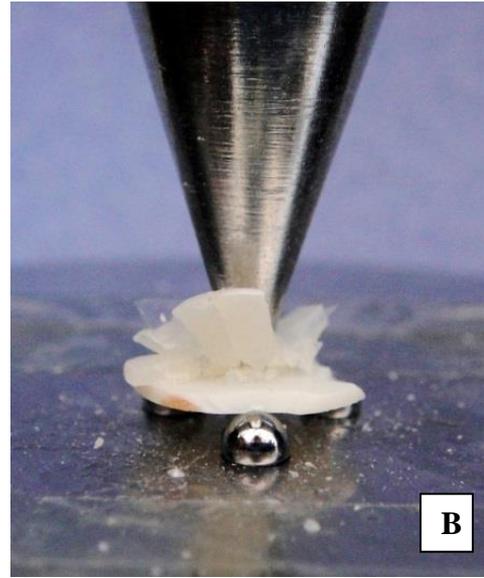
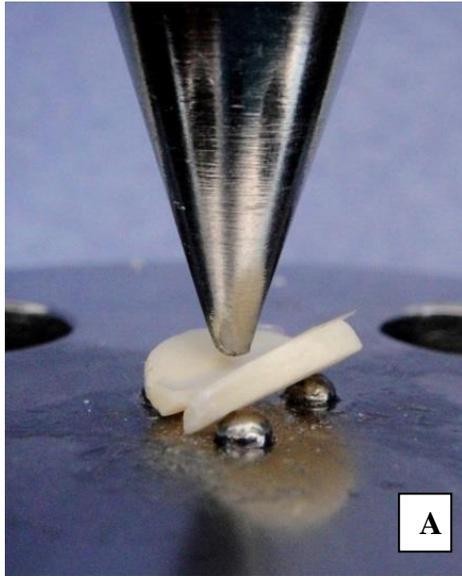
Resim 60. Evrensel testi cihazına 'Autograph' düzeneğın yerleştirilmesi



Resim 61. Test düzeneğinin şematik görünümü



Resim 62 ve 63. Biaksiyel bükülme dayanımı testi deney düzeneğinde topların ve örneğin konumlandırılması



Resim 64 ve 65. Uygulanan kuvvetin ardından kırılan A.Seramik B.Zirkonyum alt yapı örnekler

Cihazın yükleme hızı dakikada 0,5 mm olarak ayarlanmıştır. Pistonun temas ettiği yüzey boyunca eşit yük dağılımını sağlamak ve test sırasında kırılan parçaların dağılmasını önlemek amacıyla, örnek ile piston arasına 0,05 mm kalınlığında yapışkan plastik tabaka yerleştirilmiştir. Her bir örneğin kırıldığı

andaki kuvvet bilgisayar tarafından Newton cinsinden kaydedilmiştir. Bu değer daha sonra, Hsueh'in iki tabakalı örnekler için geliştirdiği formül kullanılarak MPa cinsinden bükülme dayanımına çevrilmiştir.

Tek tabakalı sistemlerde bükülme dayanımının hesaplanması için aşağıdaki formül kullanılır:

$$S = -0.2387P(X - Y)/d^2$$

S: Maksimum bükülme dayanımı (MPa)

P: Kırılma anındaki kuvvet (N)

d : Örneğin kalınlığı

X ve Y ise aşağıdaki formülden çıkartılır:

$$X = (1 + \nu) \log \left(\frac{B}{C} \right)^2 + [(1 - \nu) / 2] \left(\frac{B}{C} \right)^2 ,$$
$$Y = (1 + \nu) \left[1 + \log \left(\frac{A}{C} \right)^2 \right] + (1 - \nu) \left(\frac{A}{C} \right)^2 ,$$

A: Topların oluşturduğu çemberin yarıçapı

B: Pistonun yarıçapı

C: Örneklerin yarıçapı

Ancak bu formülde tüm örnek boyunca uniform bir elastiklik modülü ve poisson oranı olduğu varsayılır, bu nedenle iki katmanlı seramiklerin biaksiyel bükülme dayanımı hesaplanması için bu formülün uygulanması uygun değildir.

İki tabakalı seramikler için geliştirilmiş formüllerden Roark formülü biaksiyel bükülme dayanımı hesaplamak için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (217). Ancak bu formülle iki katmanlı sistemin sadece yüzeyinde oluşan stresler

hesaplanabilmektedir. Kırılma üst yüzeyin dışında herhangi bir yerden başladığında, tüm disk kalınlığı boyunca oluşan stres dağılımının bilgisi gereklidir. Bunun için Hsueh ve Kelly'nin (117) geliştirdiği formül ile, örneğin en üst ile en alt yüzeydeki biaksiyel bükülme dayanımına ek olarak iki tabakaya ait ara yüzdeki bükülme dayanımı değerleri hesaplanabildiği formülün çok daha iyi sonuçlar verebilmesi nedeniyle çalışmamızda bu formül kullanılmıştır.

σ_T : En üst yüzeydeki bükülme dayanımı	t_1 : Üst yapının kalınlığı
σ_B : En alt yüzeydeki bükülme dayanımı	t_2 : Alt yapının kalınlığı
σ_1 : Üst yapının ara yüzündeki bükülme dayanımı	P : Kırılma anındaki kuvvet miktarı
σ_2 : Alt yapının ara yüzündeki bükülme dayanımı	a : Topların oluşturduğu çemberin yarıçapı
ν_1 : Üst yapının poisson oranı	c : Pistonun ucunun yarıçapı
ν_2 : Alt yapının poisson oranı	R : Örneğin yarıçapı
ν : Alt ve üst tabakaların poisson oranları ortalaması	M : Biaksiyel bükülme momenti
E_1 : Üst yapının elastiklik modülü	z : Dikey silindirik koordinat katmanları arasındaki ara yüz
E_2 : Alt yapının elastiklik modülü	

Tablo 6: Aşağıdaki formülde kullanılan verilerin kısaltmaları aşağıdaki

Biaksiyel bükülme dayanımının hesaplanmasında kullandığımız formül ise şöyledir : (117)

$$M = \frac{-P}{8\pi} \left\{ (1 + \nu) \left[1 + 2 \ln \left(\frac{a}{c} \right) \right] + (1 - \nu) \left[1 - \frac{c^2}{2a^2} \right] \frac{a^2}{R^2} \right\}$$

$x(\text{for } r \leq c)$

$$\sigma_T = \frac{(6E_2M/(1 - \nu_2)) [E_1t_1^2/(1 - \nu_1) + E_2t_2^2/(1 - \nu_2) + 2E_1t_1t_2/(1 - \nu_1)]}{[E_1t_1^2/(1 - \nu_1) + E_2t_2^2/(1 - \nu_2)]^2 + 4E_1E_2t_1t_2(t_1^2 + t_1t_2 + t_2^2)/((1 - \nu_1)(1 - \nu_2))}$$

$$\sigma_B = \frac{(-6E_1M/(1 - \nu_1)) [E_1t_1^2/(1 - \nu_1) + E_2t_2^2/(1 - \nu_2) + 2E_2t_1t_2/(1 - \nu_2)]}{[E_1t_1^2/(1 - \nu_1) + E_2t_2^2/(1 - \nu_2)]^2 + 4E_1E_2t_1t_2(t_1^2 + t_1t_2 + t_2^2)/((1 - \nu_1)(1 - \nu_2))}$$

$$\sigma_1 = \frac{E_1(1 - \nu_2)t_1\sigma_T}{E_2(1 - \nu_1)(t_1 + t_2)} + \frac{t_2\sigma_B}{t_1 + t_2} \quad (\text{at } z = t_1)$$

$$\sigma_2 = \frac{t_1\sigma_T}{t_1 + t_2} + \frac{E_2(1 - \nu_1)t_2\sigma_B}{E_1(1 - \nu_2)(t_1 + t_2)} \quad (\text{at } z = t_1)$$

$$\nu = \frac{\nu_1t_1 + \nu_2t_2}{t_1 + t_2}$$

2.3.4. Vickers Mikrosertlik Testi

Biaksiyel bükülme dayanımı testi ardından kırılan örneklerden alt ve üst yapısı birbirinden ayrılmayan örneklerden 3'er tanesi sertlik ölçümlerinde kullanılmak üzere seçildi. Ölçümler için vickers mikrosertlik cihazı³⁰ kullanıldı. (Resim 67) Batıcı ucun kenarlarında çatlak oluşturmada yeterince görülebilir şekilde iz oluşturulabilen uygun kuvvet miktarının belirlenebilmesi için ön çalışma yapıldı. Ön çalışmanın sonucunda 2N'luk kuvvet miktarı seçildi. Sertlik ölçümleri örneklerin üst yüzeylerindeki üç farklı noktadan yapıldı. Bu sertlik ölçme yönteminde tabanı kare ve tepe açısı 136° olan bir elmas piramit uç kullanılarak, cihazın alt tablasına yerleştirilen örneğin üzerine 0,02 Hv yük 10 sn uygulandı. Oluşan baklava görüntüsünün alanının hesaplanması için cihazın ayar çizgileri her iki köşede sabitlendi. Aygıtın dijital ekranı köşe mesafesini, alanı ve Vickers değerini hesaplayarak gösterdi. Her bir örnekten alınan üç ölçümün ortalaması hesaplanarak deney sonuçlandırılmıştır.



Resim 67. Vickers sertlik cihazı

2.4. İstatistiksel Analiz

Elde edilen ortalama biaksiyel bükülme dayanımı değerleri (MPa) ve vickers mikrosertlik değerlerinin (HVN) istatistiksel analizleri Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Ana Bilim Dalı'nda, SPSS 16.0 (SPSS, IBM, New York, A.B.D) yazılım programı kullanılarak yapılmıştır. Veriler normal dağılış gösterdiği için iki yönlü varyans analizi (ANOVA) $\alpha= 0,05$ önem düzeyinde uygulandı. MPa ve HVN değerleri için ikli etkileşimler için Post Hoc Tukey testi uygulandı (P= 0,05).

BÖLÜM III

BULGULAR

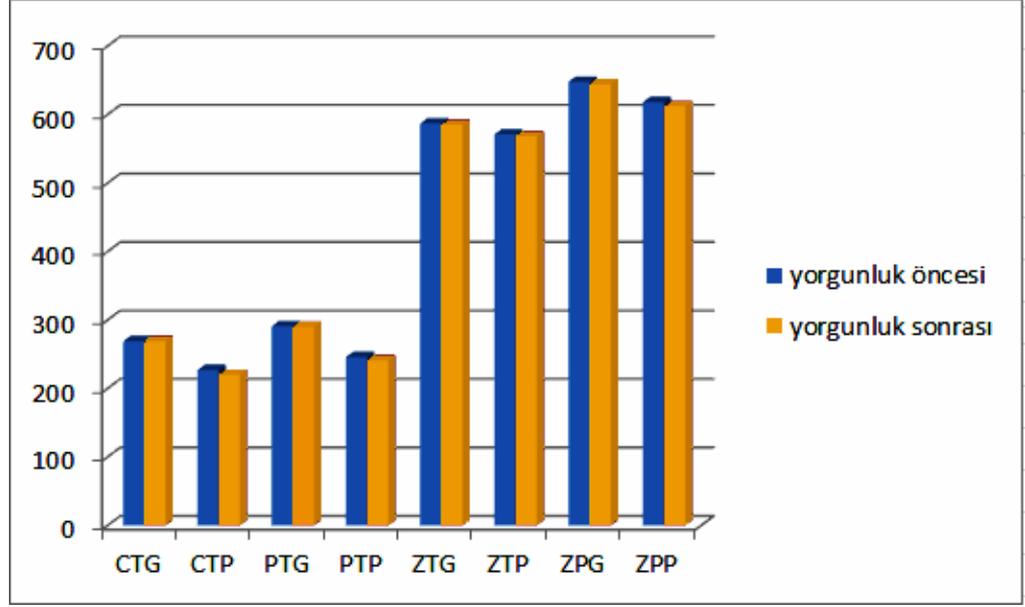
3.1. Biaksiyel Bükülme Dayanımı Değerlerinin İstatistiksel Bulguları

Korozyon testleri sonrasında biaksiyel bükülme dayanımı (MPa) değerlerindeki değişim oranlarının farklılığını saptamak amacıyla Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapılmıştır. Biaksiyel bükülme dayanımı değişikliklerinin (biaxial flexural strenght) (BFS) (MPa \pm SS) farklı yüzey katmanlarına göre tanımlayıcı istatistikleri Tablo 7'de gösterilmektedir. Bükülme dayanımı değerleri değişikliği ile malzeme tipleri, hazırlama yöntemleri, kimyasal yorgunluk öncesi/sonrası değerleri ve yüzey bitirme yöntemi arasındaki ikili etkileşimler Post Hoc Hukey alpha testi (0.05) ile analiz edilmiştir. Gruplar arası görülen bükülme dayanımı değişikliğinin bir kısmının malzeme çeşidi ve hazırlama yönteminden, bir kısmının ise yüzey bitirme tekniğinden etkilendiği saptanmıştır.

Hem seramik alt yapılu gruplarda hem zirkonyum alt yapılu gruplarda, yöntem ve yüzey bitirme tekniği yöntemi farklılığı gözetmeksizin korozyon testleri öncesi ve sonrasında büyük bir değişim gözlenmemiş, BFS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik bulunmamıştır ($p>0.05$) (Grafik 1).

BİAKSİYEL BÜKÜLME DAYANIMI (MPa) (Ort ± SS)		ALT YÜZEY		ALT ARA YÜZEY		ÜST ARA YÜZEY		ÜST YÜZEY	
GRUPLAR		GLAZÜR	POLİSAJ	GLAZÜR	POLİSAJ	GLAZÜR	POLİSAJ	GLAZÜR	POLİSAJ
ÜST YAPI ALT YAPI	KİMYASAL YORGUNLUK								
e.MAX CERAM + e.MAX CAD	ÖNCE	269±14	227±14	39±3	31±5	25±1	20±3	142±12	114±12
	SONRA	269±15	220±19	38±6	31±8	24±4	20±5	140±12	110±13
e.MAX CERAM + e.MAX PRESS	ÖNCE	291±14	246±16	48±8	37±8	31±3	26±5	172±10	131±16
	SONRA	290±15	241±20	48±6	36±9	31±5	23±6	172±12	128±15
e.MAX CERAM + e.MAX ZİRCAD	ÖNCE	587±23	571±16	491±19	479±19	179±13	174±8	490±18	465±17
	SONRA	585±24	568±19	492±17	470±20	177±13	168±9	491±19	464±21
e.MAX ZİRPRESS + e.MAX ZİRCAD	ÖNCE	648±17	618±18	501±15	473±15	185±13	174±13	549±14	497±19
	SONRA	644±16	612±15	496±18	470±16	186±13	171±15	551±13	499±19

Tablo 7. İstatistiksel analiz sonuçlarının (MPa ± SS) farklı yüzey katmanlarında gruplara göre dağılımı (p<0,05)



Grafik 1. En alt tabakadaki dayanım değerleri değişimlerinin yorgunluk öncesi ve sonrasında tanımlayıcı istatistik grafiği

KISALTMA	ALT YAPI ÇEŞİDİ	ÜST YAPI ÇEŞİDİ	YÜZEY BİTİM
CTG	CAD-CAM Seramik	Tabakalama	Glazür
CTP	CAD-CAM Seramik	Tabakalama	Polisaj
PTG	Press Seramik	Tabakalama	Glazür
PTP	Press Seramik	Tabakalama	Polisaj
ZTG	CAD-CAM Zirkonyum	Tabakalama	Glazür
ZTP	CAD-CAM Zirkonyum	Tabakalama	Polisaj
ZPG	CAD-CAM Zirkonyum	Press	Glazür
ZPP	CAD-CAM Zirkonyum	Press	Polisaj

Tablo 8. Grafiklerde kullanılan kısaltmalar

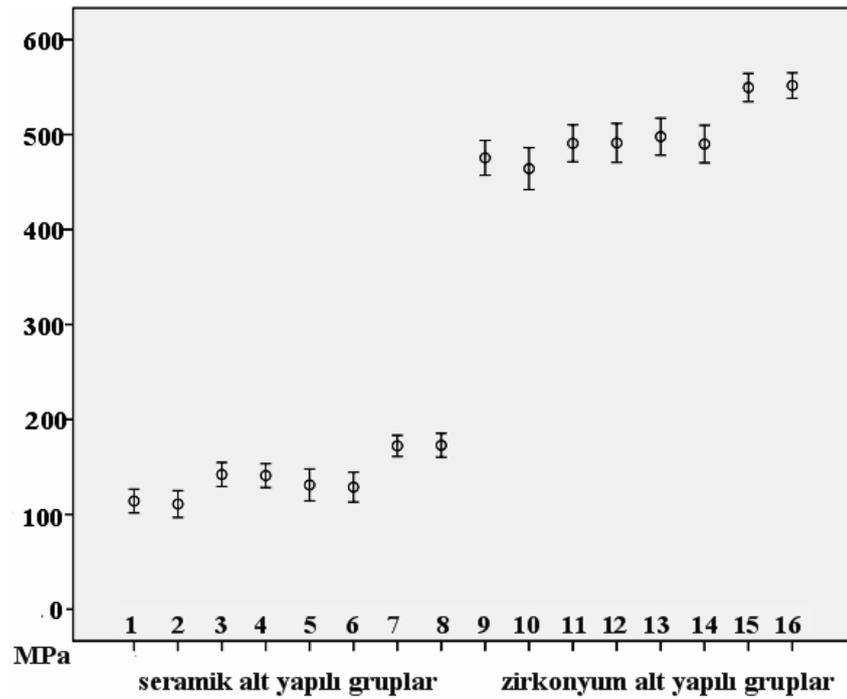
Seramik alt yapı ve zirkonyum alt yapı gruplar karşılaştırıldığında tüm yüzey katmanlarında, zirkonyum alt yapı gruplarının BFS değerleri anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. (Grafik 2-3-4-5) Bu sebeple ardından seramik alt yapı gruplar

kendi içinde, zirkonyum alt yapıli gruplar kendi içinde değerlendirmeye alınmıştır.

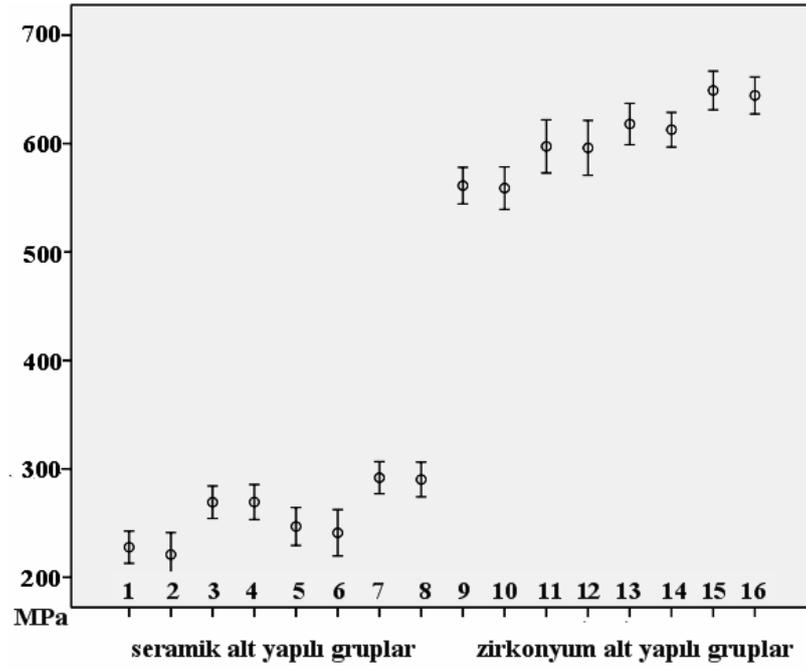
Grafik 2-3-4-5 ‘deki numaraların karşılığı olan gruplar tablo 9’da belirtilmiştir:

CTG	1: Kimyasal yorgunluk öncesi	ZTG	9: Kimyasal yorgunluk öncesi
	2: Kimyasal yorgunluk sonrası		10: Kimyasal yorgunluk sonrası
CTP	3: Kimyasal yorgunluk öncesi	ZTP	11: Kimyasal yorgunluk öncesi
	4: Kimyasal yorgunluk sonrası		12: Kimyasal yorgunluk sonrası
PTG	5: Kimyasal yorgunluk öncesi	ZPG	13: Kimyasal yorgunluk öncesi
	6: Kimyasal yorgunluk sonrası		14: Kimyasal yorgunluk sonrası
PTP	7: Kimyasal yorgunluk öncesi	ZPP	15: Kimyasal yorgunluk öncesi
	8: Kimyasal yorgunluk sonrası		16: Kimyasal yorgunluk sonrası

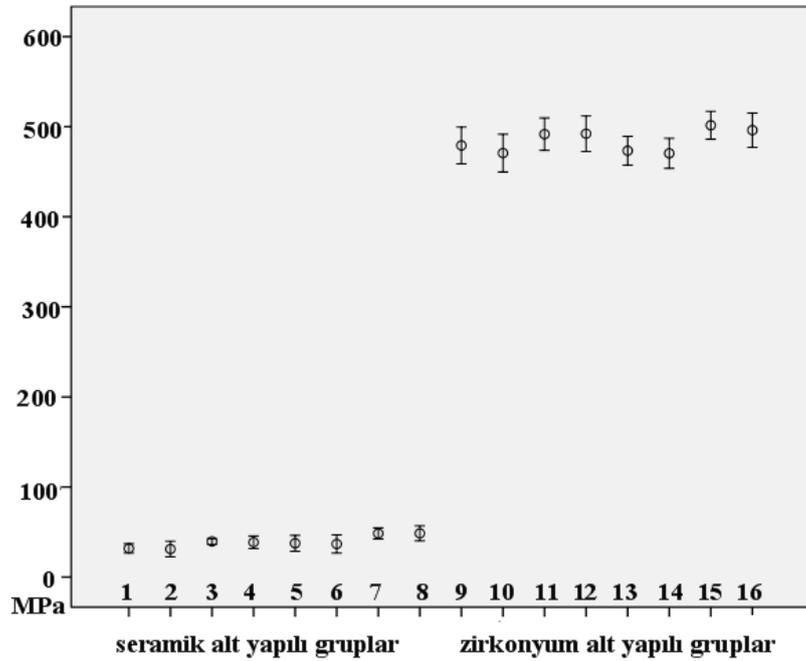
Tablo 9. Grafik 2-3-4-5’de kullanılan numaraların karşılığı olan gruplar



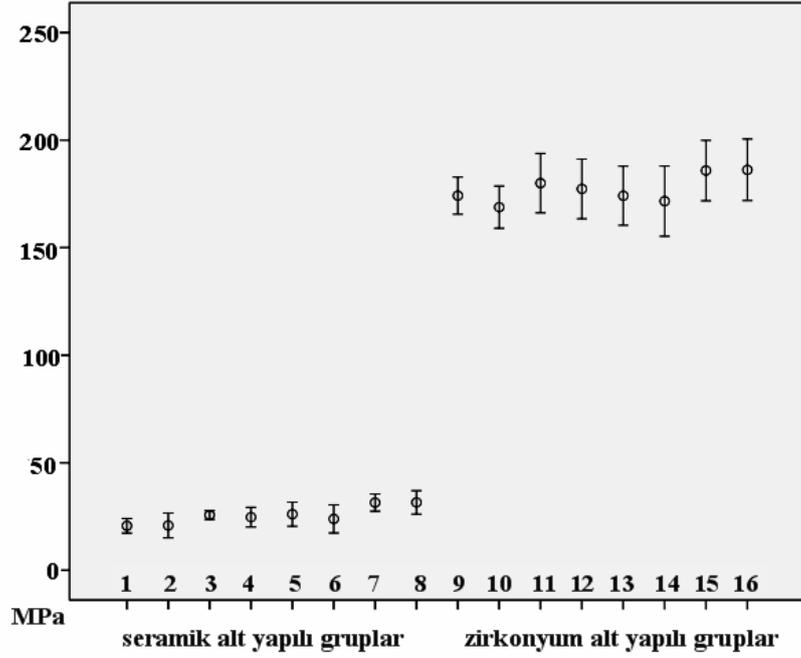
Grafik 2. Üst yüzeydeki bükülme dayanımı değerlerinin seramik alt yapıli ve zirkonyum alt yapıli gruplarla karşılaştırması



Grafik 3. Alt yüzeydeki bükülme dayanımı değerlerinin seramik alt yapılı ve zirkonyum alt yapılı gruplarla karşılaştırması



Grafik 4. Alt ara yüzeydeki bükülme dayanımı değerlerinin seramik alt yapılı ve zirkonyum alt yapılı gruplarla karşılaştırması

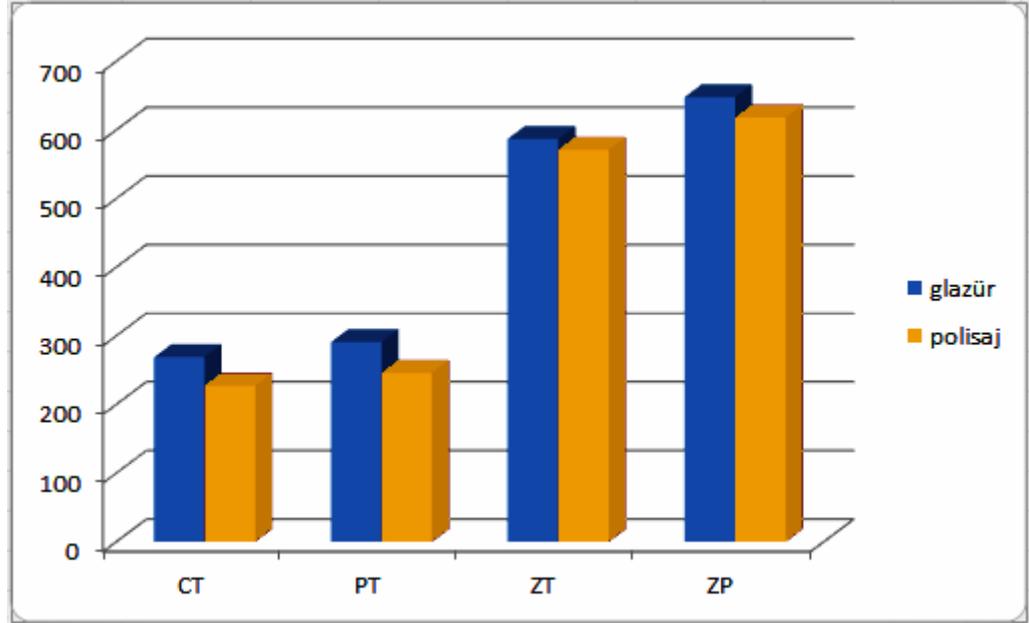


Grafik 5. Üst ara yüzeyde bükülme dayanımı değerlerinin seramik alt yapılı ve zirkonyum alt yapılı gruplarla karşılaştırması

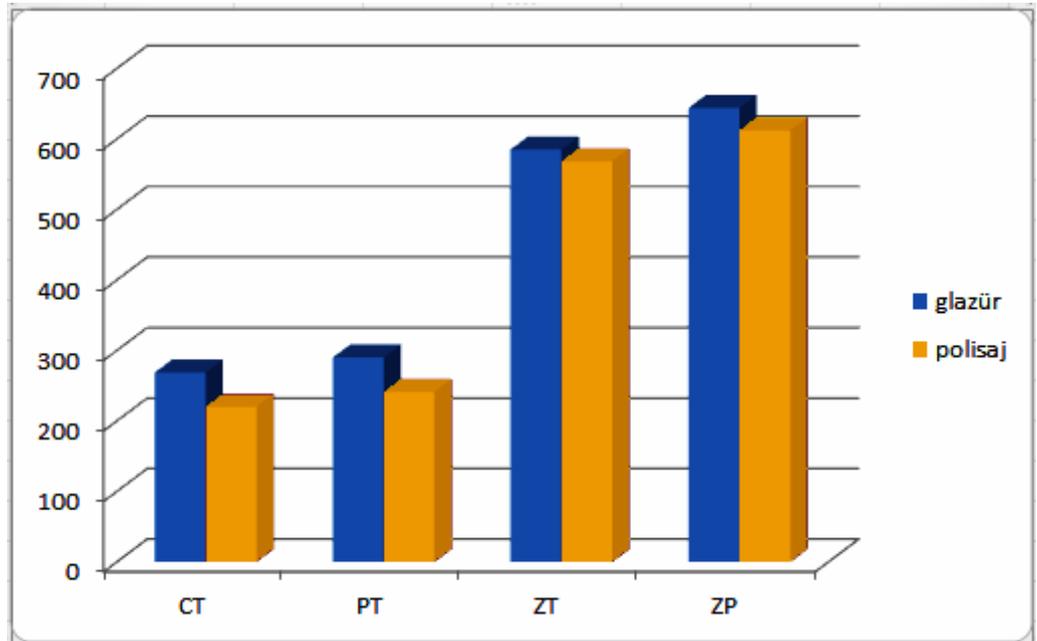
Seramik alt yapılı gruplar değerlendirildiğinde, tüm katmanlarda glazürlü seramik örneklerin BFS değerleri, polisajlı seramik örneklere göre yüksek çıkmıştır. Gruplar arasındaki bu fark en alt ve en üst tabakalarda istatistiksel olarak anlamlı iken ($p < 0.05$), ara tabakalarda istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p > 0.05$). (Grafik 6 ve 7)

Zirkonyum alt yapılı gruplar değerlendirildiğinde, üst yapı seramiği tabakalama yöntemi ile hazırlanan gruplarda, tüm katmanlarda glazürlü örneklerin BFS değerleri polisajlı örneklerden yüksek olmasına karşın bu fark, yüzey katmanlarının hiçbirisinde istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$). Ancak üst yapı seramiği pressleme yöntemiyle hazırlanan gruplarda, glazürlü örneklerin BFS değerleri polisajlı örneklere göre yüksek çıkmıştır, bu fark en üst ve en alt

tabakalarda istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$), ancak ara tabakalarda istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p > 0.05$). (Grafik 6 ve 7)



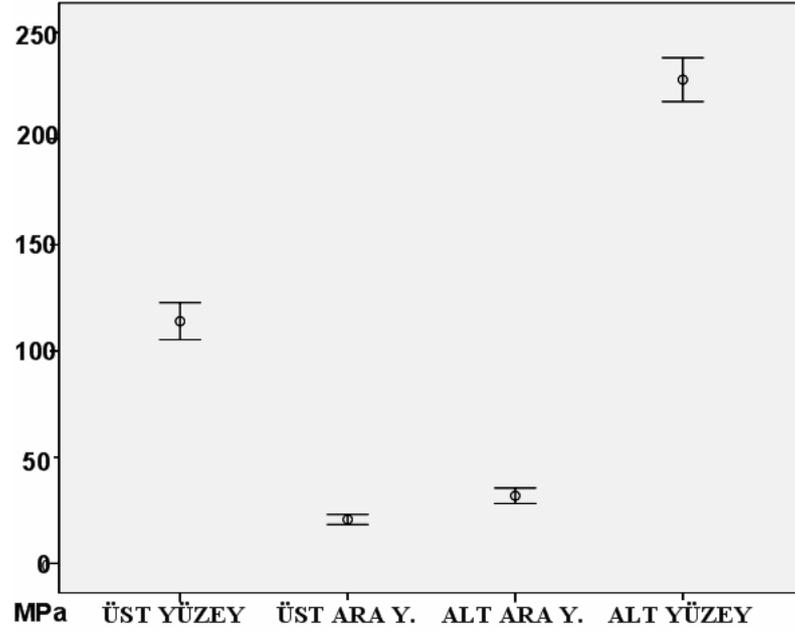
Grafik 6. Kimyasal yorgunluk öncesinde glazürlü ve polisajlı örneklerin grup içi dağılımı



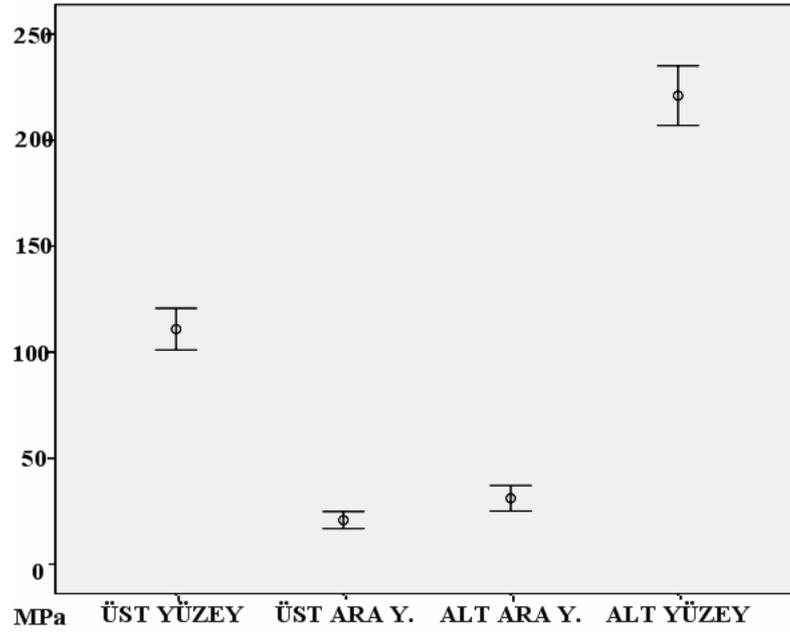
Grafik 7. Kimyasal yorgunluk sonrasında glazürlü ve polisajlı örneklerin grup içi dağılımı

Seramik gruplarında alt yapı hazırlama yöntemlerini karşılaştırdığımızda; alt yapısı CAD-CAM yöntemiyle hazırlanmış örneklerin BFS değerleri presleme yöntemiyle hazırlanmış örneklerin BFS değerlerine göre hem polisajlı hem glazürlü örneklerde daha düşük çıkmıştır. Ancak bu farklılık yüzey katmanlarının hiçbirisinde istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$). Zirkonyum alt yapılu gruplarda ise, üst yapı seramiği hazırlama yöntemlerini karşılaştırdığımızda hem glazürlü hem polisajlı altgruplarda, presleme yöntemi ile hazırlanan zirkonyum alt yapılu örneklerin BFS değerleri, tabakalama yöntemi ile hazırlanan örneklere göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($p<0.05$).

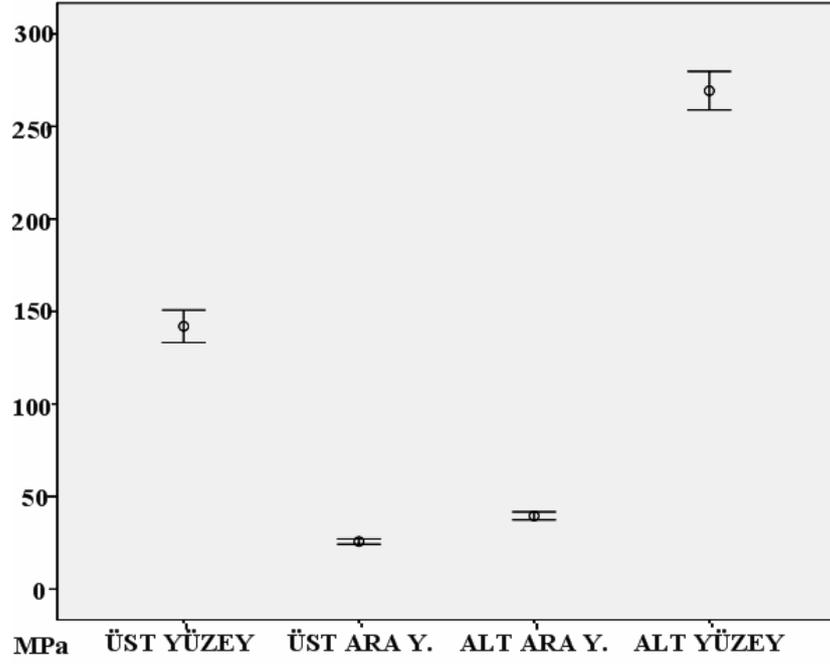
Her grubun kendi içerisinde yüzey katmanları arasındaki ilişkileri karşılaştırıldığında; tüm gruplarda alt yüzeydeki bükülme dayanımı değerleri en yüksek, üst ara yüzeydeki bükülme dayanımı değerleri en düşük çıkmıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). Seramik alt yapılu gruplarda, alt ara yüzey değerleri ile üst ara yüzey değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık çıkmamıştır ($p>0.05$). Zirkonyum alt yapılu gruplarda ise, alt ara yüzey değerleri ile üst ara yüzey değerlerine göre çok daha yüksek bulunmuştur. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır ($p=0.00$). (Grafik 8-23)



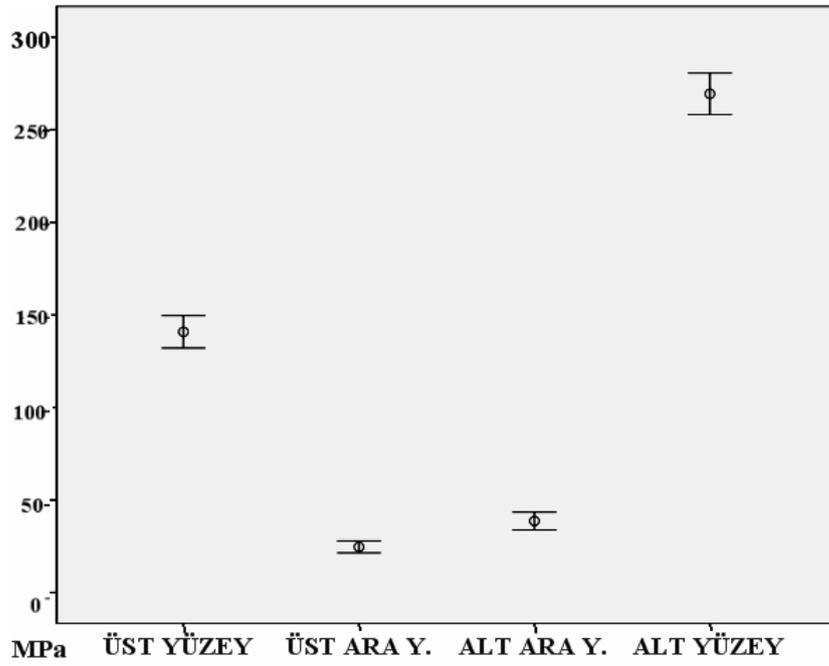
Grafik 8. CTP grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler



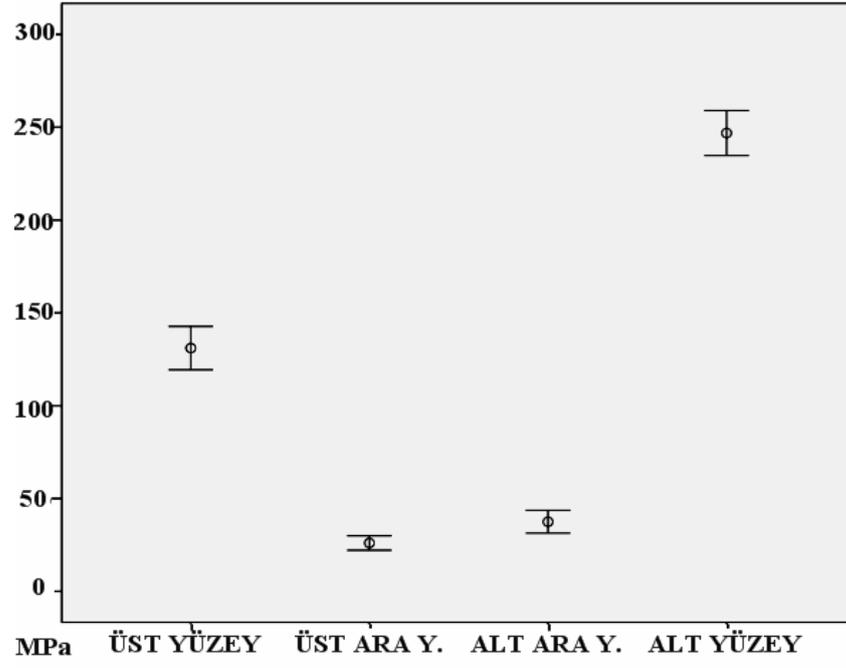
Grafik 9. CTP grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler



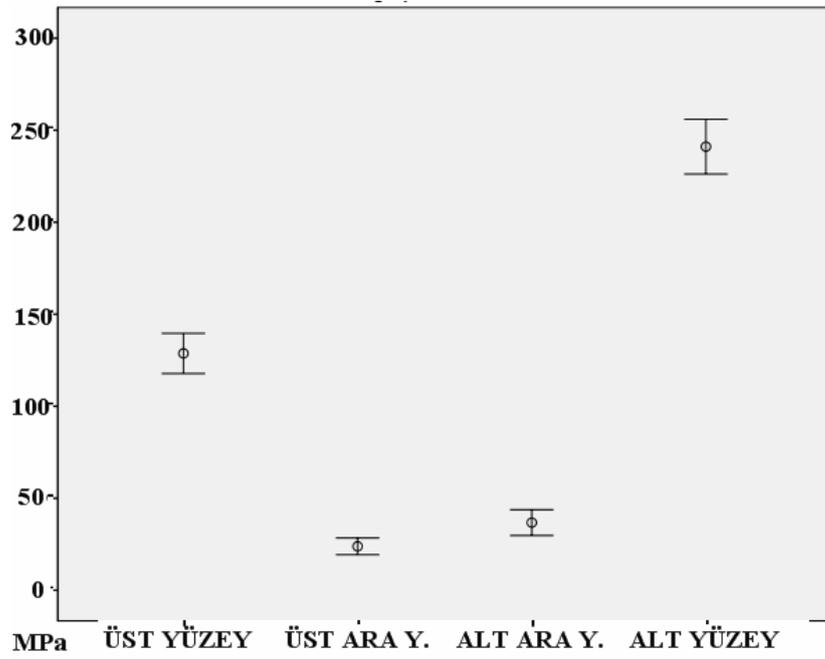
Grafik 10. CTG grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler



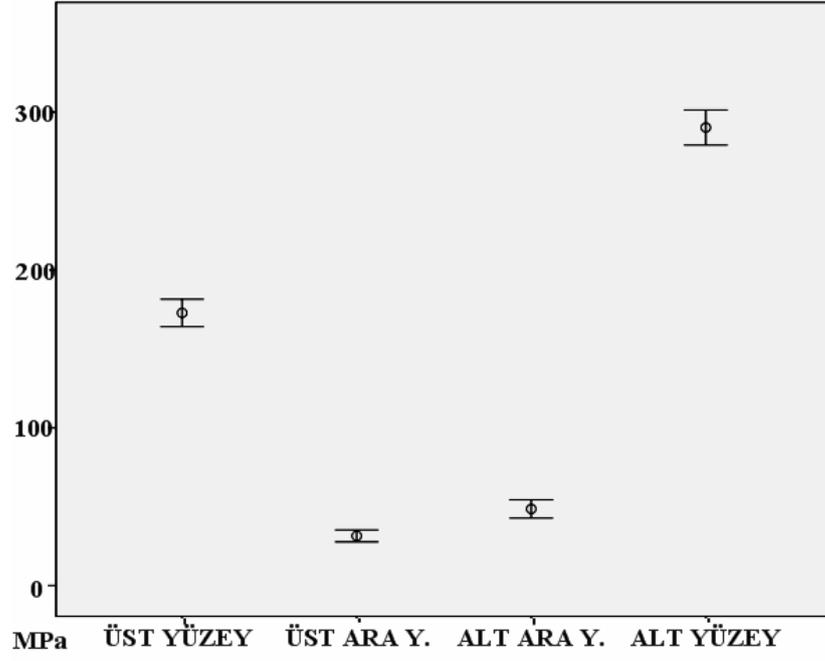
Grafik 11. CTG grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler



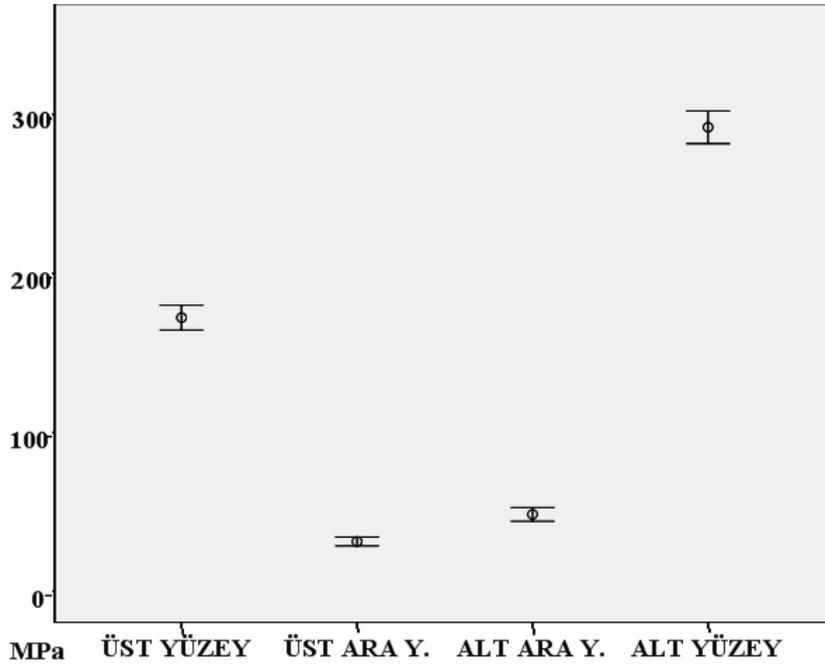
Grafik 12. PTP grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler



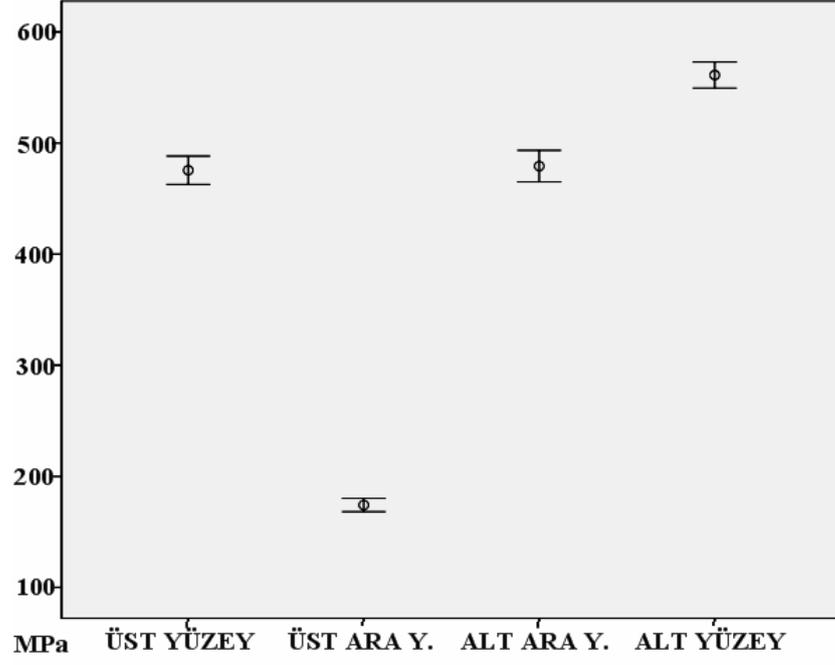
Grafik 13. PTP grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler



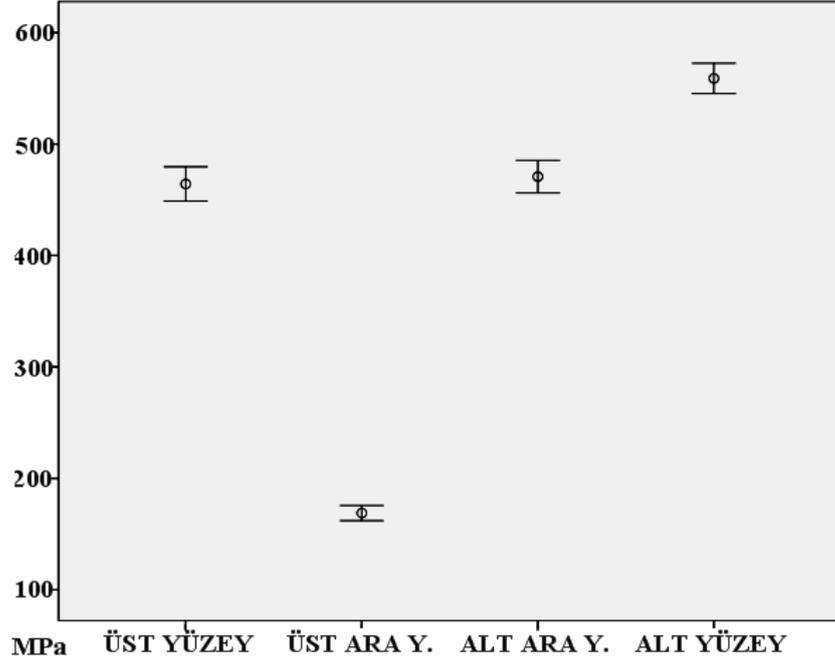
Grafik 14. PTG grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler



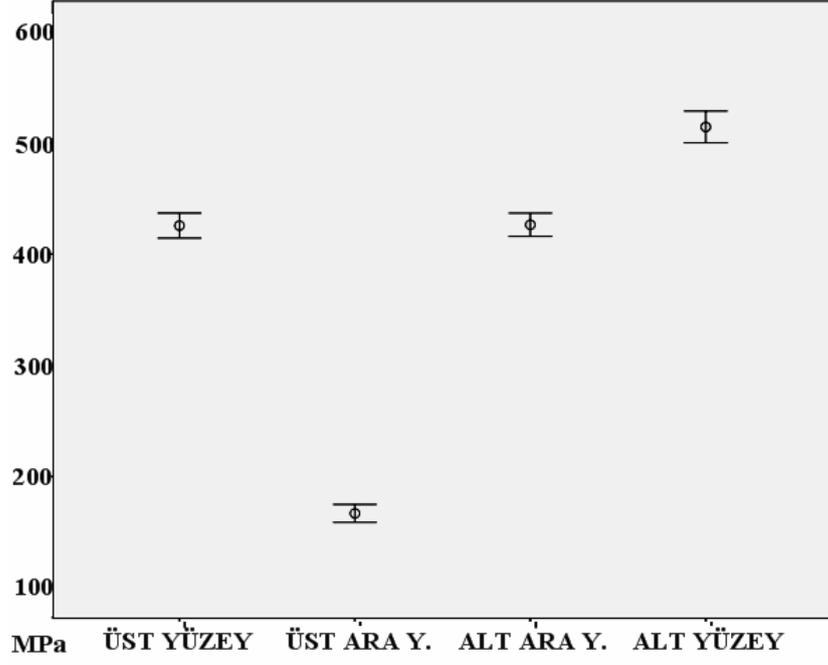
Grafik 15. PTG grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler



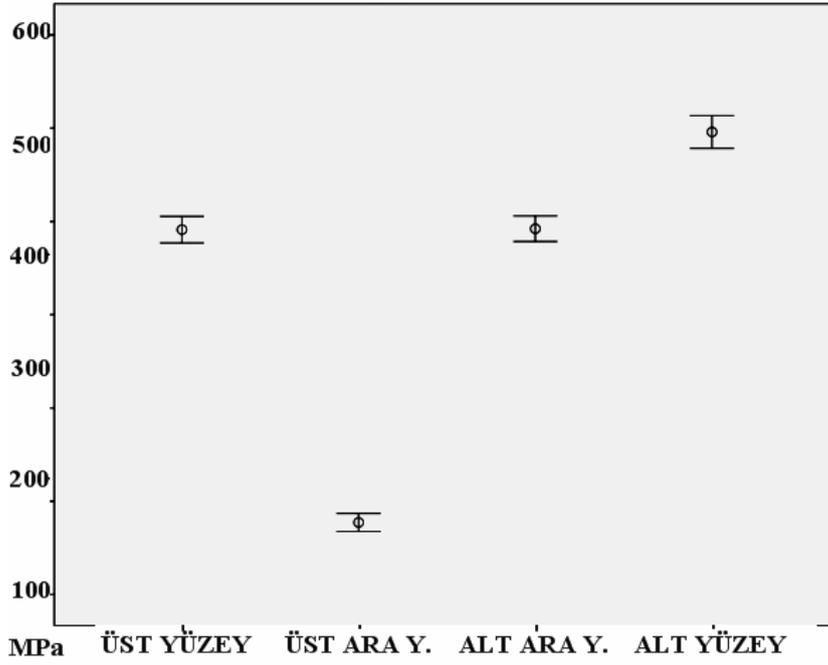
Grafik 16. ZTP grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler



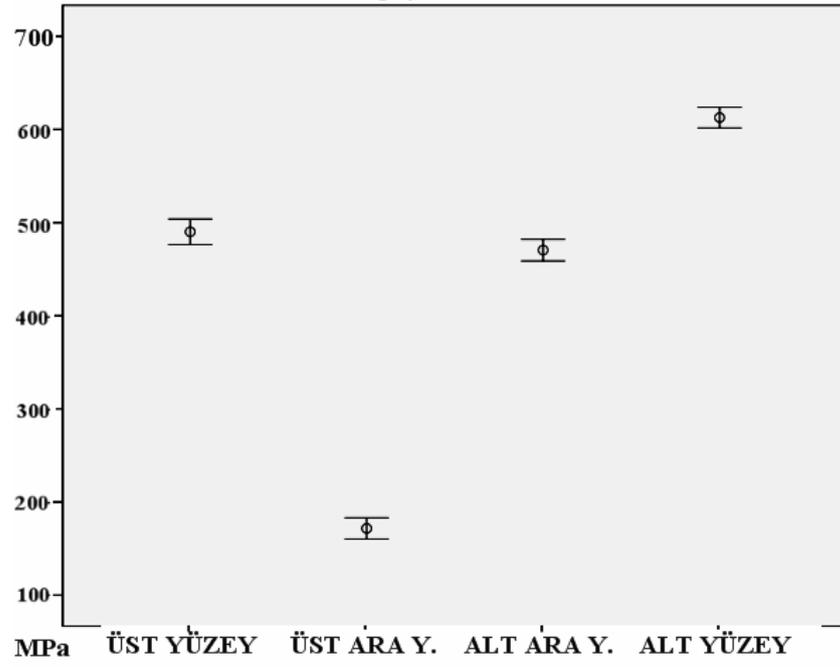
Grafik 17. ZTP grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler



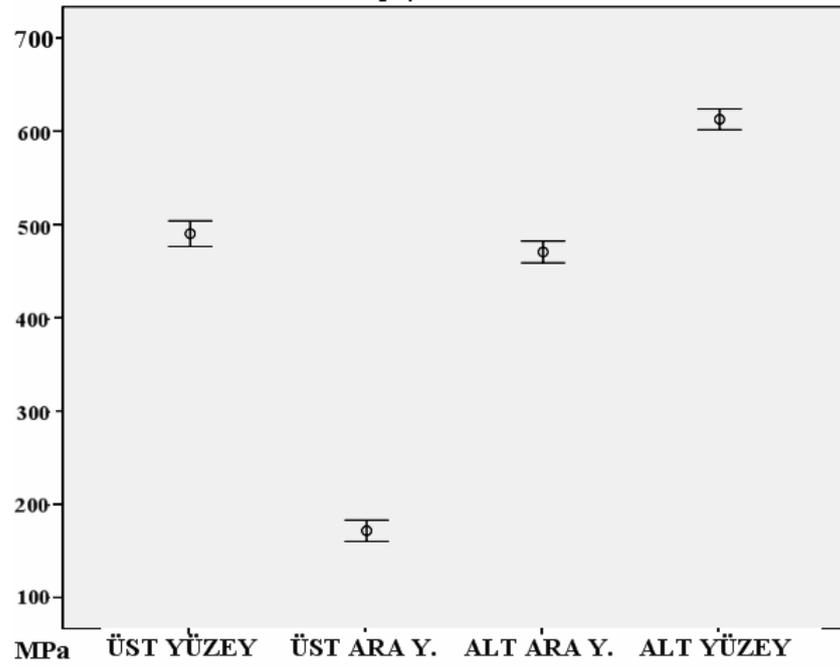
Grafik 18. ZTG grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler



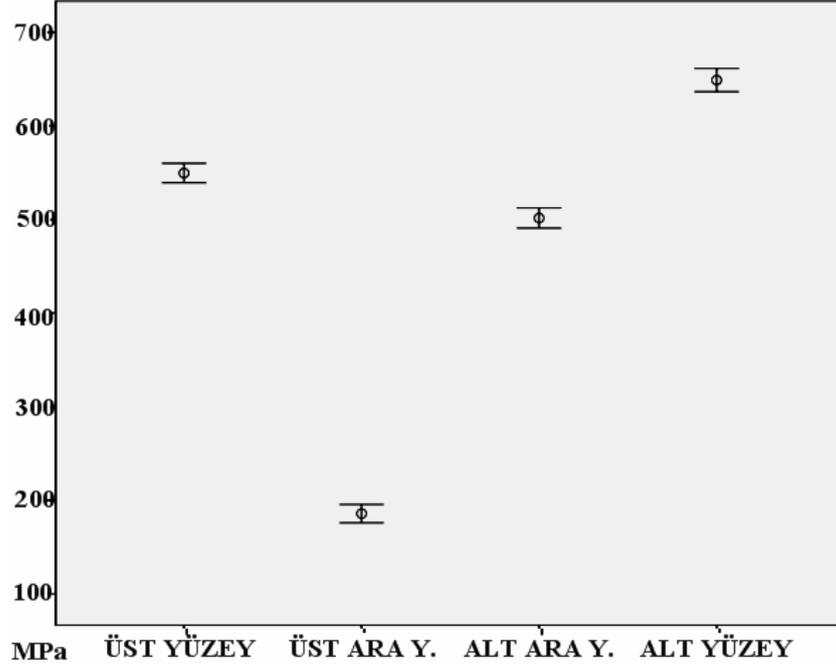
Grafik 19. ZTG grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler



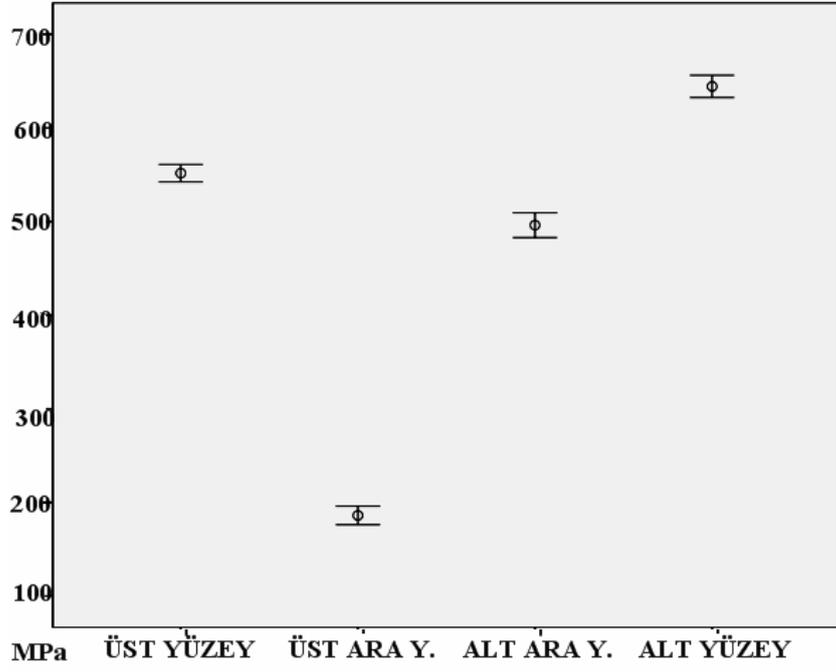
Grafik 20. ZPP grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler



Grafik 21. ZPP grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler



Grafik 22. ZPG grubunda kimyasal yorgunluk öncesinde katmanlar arası ilişkiler



Grafik 23. ZPG grubunda kimyasal yorgunluk sonrasında katmanlar arası ilişkiler

3.2. Ultrasonik Test Bulguları

Seramik alt yapılı örneklerin hepsinde alt ve üst yapı arasında kimyasal yorgunluk öncesinde ve sonrasında hata tespit edilmediği için ses dalgası arka yüzeyden yansımış ve kalınlık 2 ± 0.3 mm tespit edilmiştir. (Resim 68)

Zirkonyum alt yapılı örneklerde ise kimyasal yorgunluk öncesinde de, sonrasında da arayüzde hata tespit edilmiştir ve bu hataların örnek içerisindeki kalınlık seviyesinde farklılık olmamıştır. Ses dalgası ara yüzden proba geri yansıdığı için kalınlık değeri $1 \pm 0,3$ mm tespit edilmiştir. (Resim 69) Ses dalgalarının geri yansıdığı kalınlık değerleri Tablo 8 ve 9 'da gösterilmiştir.

Seramik alt yapılı örneklerin ses hızı kimyasal yorgunluk öncesinde 6165 m/sn iken kimyasal yorgunluk sonrasında 5920 m/sn' ye düşmüştür. Zirkonyum alt yapılı örneklerde ise kimyasal yorgunluk öncesinde 8285 m/sn olan ses hızı, 7985 m/sn' ye düşmüştür.

Bir ses dalgasının dalga boyu, materyalin içindeki ses hızının (akustik hız), frekansa oranı ile bulunur: $\lambda = c / f$

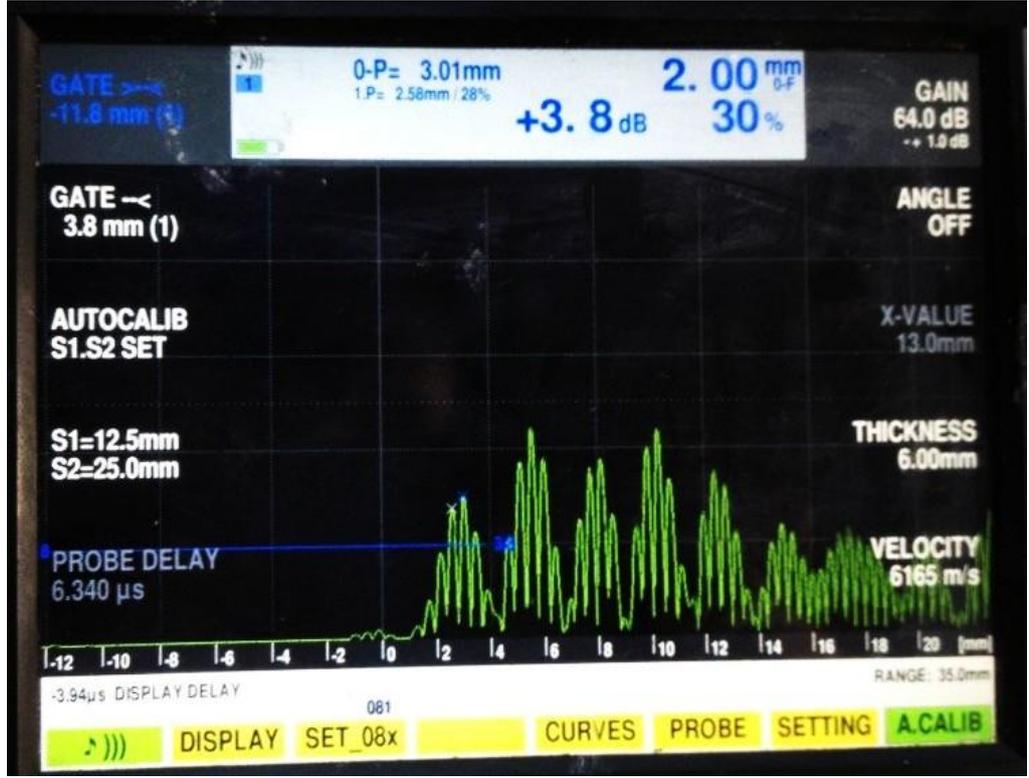
Burada, λ , dalga boyu (m); c, materyal içindeki ses hızı(m/s); ve f, frekans (Hz) olarak gösterilmiştir. Hazırladığımız tek tabakalı üst yapı seramiklerinden elde ettiğimiz ses hızının 3800 m/sn, kullandığımız ses dalgasının frekansı 5 MHz olması sebebiyle, formülden elde ettiğimiz dalga boyu $7,6 \mu$ olarak bulunmuştur. Yani örnek içerisine gönderdiğimiz ses dalgası ile ancak $7,6 \mu$ 'dan büyük olan çatlaklar tespit edilebilmiş, daha küçük boyutlu çatlaklar tespit edilememiştir.

GRUP	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	GRUP	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası
CTG 1	1,99	1,98	CTP 1	1,99	1,98
CTG 2	1,96	1,99	CTP 2	1,98	2
CTG 3	1,99	1,97	CTP 3	2	2,1
CTG 4	1,98	1,99	CTP 4	1,98	1,98
CTG 5	1,98	1,97	CTP 5	1,98	1,97
CTG 6	1,98	1,99	CTP 6	1,98	1,99
CTG 7	1,97	1,98	CTP 7	1,99	1,98
CTG 8	1,98	1,99	CTP 8	1,97	1,98
CTG 9	1,99	2	CTP 9	1,98	1,99
CTG 10	1,99	2	CTP 10	1,98	1,97
GRUP	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	GRUP	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası
PTG 1	1,99	1,98	PTP 1	1,99	1,97
PTG 2	1,98	1,99	PTP 2	1,98	2
PTG 3	1,99	1,97	PTP 3	2	2,1
PTG 4	1,98	1,99	PTP 4	1,98	1,98
PTG 5	1,98	1,97	PTP 5	1,99	1,98
PTG 6	1,98	1,99	PTP 6	1,98	1,99
PTG 7	1,97	1,98	PTP 7	1,99	1,98
PTG 8	1,98	1,99	PTP 8	1,97	1,98
PTG 9	1,99	2	PTP 9	1,96	1,99
PTG 10	1,99	2	PTP10	1,98	1,97

Tablo 10. Seramik alt yapı örneklerin kimyasal yorgunluk ve öncesi ve sonrasında elde edilen kalınlık değerleri

GRUP	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	GRUP	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası
ZTG 1	$(1,14 + 0,84) = 1,98$	1,98	ZTP 1	$(1,12 + 0,91) = 2,03$	$(1,11 + 0,91) = 2,02$
ZTG 2	$(1,12 + 0,90) = 2,02$	$(1,13 + 0,80) = 2,03$	ZTP 2	$(1,15 + 0,88) = 2,03$	$(1,13 + 0,90) = 2,03$
ZTG 3	$(1,13 + 0,90) = 2,03$	$(1,15 + 0,90) = 2,03$	ZTP 3	$(1,12 + 0,84) = 2,06$	$(1,12 + 0,92) = 2,04$
ZTG 4	$(1,14 + 0,90) = 2,04$	$(1,12 + 0,90) = 2,02$	ZTP 4	$(1,12 + 0,88) = 2,00$	$(1,12 + 0,88) = 2,00$
ZTG 5	$(1,2 + 0,80) = 2,00$	$(1,2 + 0,80) = 2,00$	ZTP 5	$(1,22 + 0,79) = 2,01$	2,01
ZTG 6	$(1,18 + 0,82) = 2,00$	$(1,22 + 0,82) = 2,04$	ZTP 6	$(1,10 + 0,96) = 2,06$	$(1,10 + 0,90) = 2,1$
ZTG 7	$(1,11 + 0,92) = 2,03$	$(1,10 + 0,90) = 2,00$	ZTP 7	$(1,12 + 0,89) = 2,01$	$(1,12 + 0,88) = 2,00$
ZTG 8	$(1,14 + 0,88) = 2,02$	$(1,12 + 0,88) = 2,00$	ZTP 8	$(1,13 + 0,90) = 2,03$	$(1,12 + 0,90) = 2,02$
ZTG 9	$(1,13 + 0,85) = 1,98$	1,98	ZTP 9	$(1,10 + 0,92) = 2,02$	$(1,10 + 0,93) = 2,03$
ZTG 10	$(1,14 + 0,86) = 2,00$	$(1,14 + 0,84) = 1,98$	ZTP 10	$(1,10 + 0,92) = 2,02$	$(1,10 + 0,93) = 2,03$
GRUP	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	GRUP	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası
ZPG 1	$(1,09 + 0,90) = 1,99$	$(1,09 + 0,91) = 2,0$	ZPP 1	$(1,2 + 0,80) = 2,00$	$(1,2 + 0,80) = 2,00$
ZPG 2	$(1,14 + 0,98) = 2,02$	$(1,12 + 0,90) = 2,02$	ZPP 2	$(1,22 + 0,80) = 2,02$	$(1,12 + 0,88) = 2,00$
ZPG 3	$(1,10 + 0,92) = 2,02$	$(1,10 + 0,91) = 2,01$	ZPP 3	$(1,12 + 0,88) = 2,00$	$(1,16 + 0,85) = 2,01$
ZPG 4	$(1,10 + 0,92) = 2,02$	$(1,10 + 0,90) = 2,00$	ZPP 4	$(1,12 + 0,90) = 2,02$	$(1,13 + 0,80) = 2,03$
ZPG 5	$(1,12 + 0,89) = 2,01$	$(1,12 + 0,88) = 2,00$	ZPP 5	$(1,11 + 0,91) = 2,02$	$(1,12 + 0,91) = 2,03$
ZPG 6	$(1,12 + 0,84) = 1,96$	$(1,20 + 0,76) = 1,96$	ZPP 6	$(1,10 + 0,93) = 2,03$	$(1,10 + 0,92) = 2,02$
ZPG 7	$(1,18 + 0,81) = 1,99$	$(1,20 + 0,82) = 2,02$	ZPP 7	$(1,14 + 0,80) = 1,94$	$(1,14 + 0,84) = 1,98$
ZPG 8	$(1,10 + 0,93) = 2,03$	2,02	ZPP 8	$(1,10 + 0,92) = 2,02$	$(1,10 + 0,90) = 2,00$
ZPG 9	$(1,12 + 0,88) = 2,00$	$(1,22 + 0,80) = 2,02$	ZPP 9	$(1,12 + 0,90) = 2,02$	$(1,14 + 0,80) = 2,04$
ZPG 10	$(1,12 + 0,88) = 2,00$	$(1,16 + 0,85) = 2,01$	ZPP 10	$(1,10 + 0,92) = 2,02$	$(1,10 + 0,90) = 2,00$

Tablo 11. Zirkonyum alt yapı örneklerinin kimyasal yorgunluk ve öncesi ve sonrasında elde edilen kalınlık değerleri



Resim 68. Seramik alt yapılı bir örnekten elde edilen osiloskop görüntüsü



Resim 69. Zirkonyum alt yapılı bir örnekten elde edilen osiloskop görüntüsü

Biaksiyel bükülme dayanımı testi sonucu elde ettiğimiz kırılma değerlerinden, örneklerin biaksiyel bükülme dayanımı değerlerini hesaplamak için kullandığımız formülde kullanmak amacıyla poisson oranlarını tespit etmemiz gerekmiştir. Bunun için tek tabakalı hazırlanan örneklerden elde edilen akustik ses hızı değerleri kullanılarak aşağıdaki formüllerden poisson oranları elde edilmiştir. Sonuçlar tablo 10' da belirtilmiştir. Elastik modülü değerlerinde, üretici firmanın belirttiği değerler kullanılmıştır.

Hız (c), yoğunluk (ρ), elastisite (E) ve poisson oranı (μ) arasındaki ilişki ise ;

$$c = \{ (E / \rho) [(1 - \mu) / (1 - \mu - 2 \mu^2)] \}^{1/2}$$

Malzeme Tipi	Ses Hızı (m/sn)	Elastiklik Modülü(GPa)	Poisson Oranı
IPS e.Max ZirCAD	9570	210	0.3
IPS e.Max CAD	6165	95	0.28
IPS e.Max Press	6165	95	0.28
IPS e.Max Ceram	3800	60	0.26

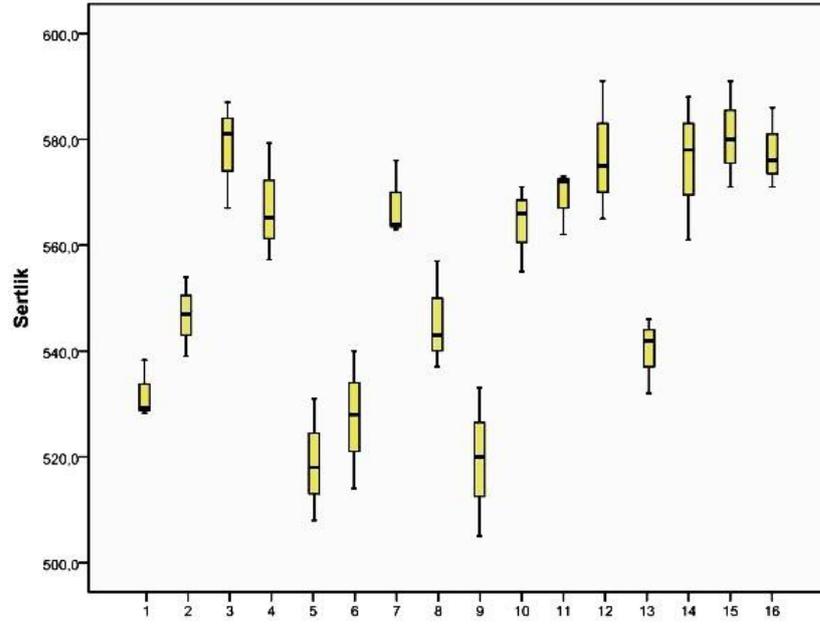
Tablo 12. Çalışmada kullanılan malzemelerin akustik ses hızı, elastiklik modülü değerleri ve poisson oranları

3.3. Vickers Sertlik Değerlerinin İstatistiksel Bulguları

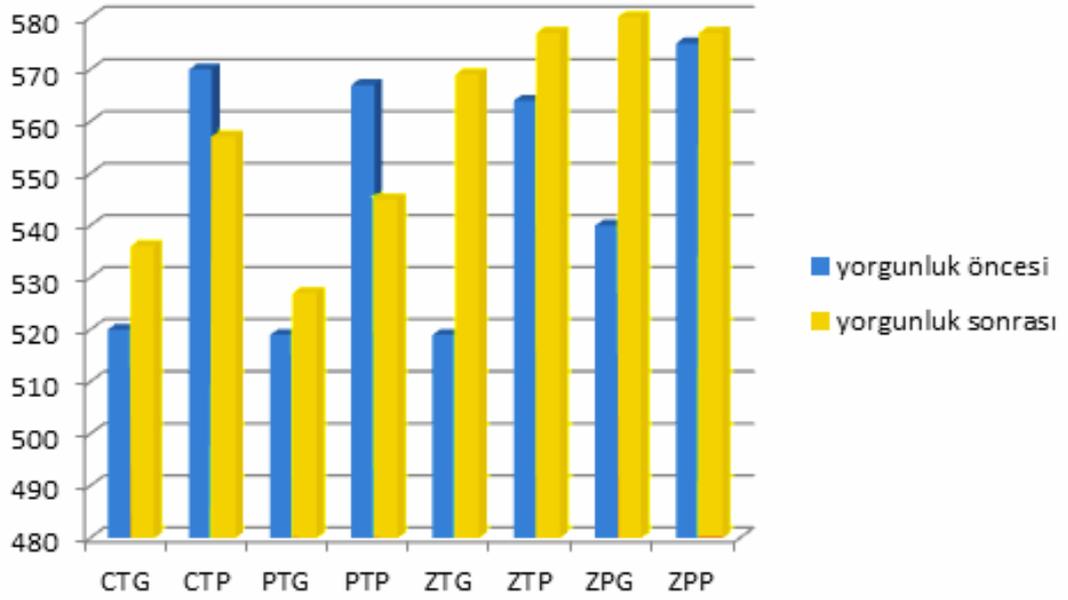
Korozyon testleri sonrasında vickers mikrosertlik değerlerindeki değişim oranlarının farklılığını saptamak amacıyla Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapılmıştır. Sertlik değerlerinin (HVN \pm SS) farklı gruplara göre tanımlayıcı istatistikleri Tablo 11’de gösterilmektedir. Sertlik değerlerinin değişikliği ile malzeme tipleri, hazırlama yöntemleri, kimyasal yorgunluk öncesi/sonrası değerleri ve yüzey bitirme yöntemi arasındaki ikili etkileşimler Post Hoc Tukey alpha testi (0.05) ile analiz edilmiştir.

SERTLİK DEĞERLERİ (HVN \pm SS)		YÜZEY BİTİRME YÖNTEMİ	
GRUPLAR		GLAZÜR	POLİSAJ
ÜST YAPI ALT YAPI	KİMYASAL YORGUNLUK		
e.MAX CERAM + e.MAX CAD	ÖNCE	520 \pm 5	570 \pm 10
	SONRA	536 \pm 7	557 \pm 11
e.MAX CERAM + e.MAX PRESS	ÖNCE	519 \pm 11	567 \pm 7
	SONRA	527 \pm 13	545 \pm 10
e.MAX CERAM + e.MAX ZİRCAD	ÖNCE	519 \pm 14	564 \pm 8
	SONRA	569 \pm 6	577 \pm 13
e.MAX ZİRPRESS + e.MAX ZİRCAD	ÖNCE	540 \pm 7	575 \pm 13
	SONRA	580 \pm 10	577 \pm 7

Tablo 13. Sertlik değerlerinin (HVN \pm SS) istatistiksel analiz sonuçlarının gruplara göre dağılımı (p<0,05)



Grafik 24. Kimyasal yorgunluk öncesi ve sonrasında ortalama sertlik değerleri değişimlerinin box-plot grafiği



Grafik 25. Kimyasal yorgunluk öncesi ve sonrasında ortalama sertlik değerleri değişimlerinin istatistik grafiği

Tüm gruplarda kimyasal yorgunluk öncesinde; glazürlü alt grupların sertlik değeri, polisajlı alt grupların sertlik değerine göre daha düşük çıkmıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).

Glazürlü alt grupların tümünde kimyasal yorgunluk sonrasında, kimyasal yorgunluk öncesine göre sertlik değerlerinde artış olmuştur. Ancak bu artış sadece zirkonyum alt yapılu gruplarda istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$). Polisajlı alt gruplarda ise kimyasal yorgunluk sonrasında; tabakalama tekniği ile hazırlanan zirkonyum alt yapılu gruplarda sertlik değeri artış gösterirken, diğer polisajlı gruplarda azalma göstermiştir. Ancak bu değişimler hiçbir polisajlı grupta istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$).

Seramik alt yapılu gruplarda; CAD-CAM yöntemi ile hazırlanan seramik alt yapılu gruplar ile presleme yöntemiyle hazırlanan seramik alt yapılu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). Zirkonyum alt yapılu gruplarda; üst yapı seramiği press tekniği ile hazırlanan gruplar ile tabakalama tekniğiyle hazırlanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$).

BÖLÜM IV

TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler ağız ortamında sürekli farklı sıvı ve pH'ta ki ortamların içinde bulduklarından, gerilim korozyonu oluşumu kolaylaşır. Bu nedenle seramiklerin kimyasal dayanımları klinik performanslarını etkileyen önemli bir parametredir. (79) Son yıllarda yapılan çalışmalarda asit ortamda seramiklerin kimyasal inertliği ve davranışları araştırılmış ve asit ortamın dental seramiklerin alüminyum ve silisyumdan oluşan yapılarında hidrolitik bozunmaya yol açtığı bildirilmiştir. (294, 199) Aşınma ve salınım, farklı sıvılar ve tükürük karşısında aynı anda meydana gelmektedir. Suyun seramikteki çatlakların arasından kimyasal olarak etkilemesiyle ve seramik malzemedeki silika ağının çözünmesine ve yavaş çatlak büyümesine neden olduğu bildirilmiştir. Bu durum, seramik yüzeyinin pürüzlenmesi ve seramiğin zayıflaması ile sonuçlanmaktadır. (292, 207) Anusavice; seramik yüzeyinde pürüzlü yüzeylerde, düzgün yüzeylere oranla daha fazla gerilim birikimi oluştuğunu ve yüzeydeki bu gerilim artışının malzemenin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilediğini bildirmiştir. (22)

Dental seramiklerin kimyasal olarak en inert malzeme oldukları düşünülmektedir. Ancak farklı seramik türleri farklı kimyasal özellikler sergilemektedir. Seramiğin kompozisyonu, mikroyapısı ve çevre koşulları korozyon bozulmasının derecesini etkiler. (178) Bu sebeple spesifik bir dental seramiğin inertlik özelliği genellenememektedir. Değişen piyasa koşullarında sürekli yeni seramik markaları dental markete girmekte ve bu yeni markaların da in vitro ve in vivo olarak test edilmeleri gerekmektedir. (125)

Ağız ortamı, dental restorasyonlarda yorulmaya bağlı meydana gelebilecek başarısızlıklar için gerekli olan tüm faktörleri içerir gibi gözükmektedir. Dolayısıyla

oral kavitede mekanik, kimyasal ya da bileşik etkilerin seramikte yarattığı etkilerin sorgulanması gerektirmektedir. Ağızdaki bu pek çok faktörün yarattığı etkileri ise birbirinden ayırt etmek oldukça güçtür. White ve ark. her bir etkenin tek başına araştırılmasının olası olduğunu ancak etkenlerin oluşturduğu sonuca bakılarak bunların birbirinden ayırt edilmesinin mümkün olmadığını bildirmişlerdir. (277) Bu nedenle, restorasyonların dayanıklılık ve uzun ömür karakteristiklerine ait gerçekçi verilerin elde edilebilmesi için, uzun dönemli klinik araştırmalara gereksinim vardır. Ancak, bu araştırmalar sıklıkla 5 yıllık bir zaman sürecinde gözlemler gerektirmektedir, ki bu da oldukça yüksek maliyetlerle birlikte parametrelerin standardizasyonu güçlüğünü ortaya çıkarmaktadır. (202)

Yorulma testi için hazırlanan örnekler üzerine uygulanan testlerin klinik ortamı tam yansıtılabilmeleri amacıyla, nem ve kontrollü ısı uygulanabilmektedir. Çünkü ağız ortamındaki bir restorasyonun, kullanım sırasında karşılaşılabileceği sıcaklık değerlerinin, + 16 ve + 43 °C olduğu (en az: -12, en fazla: + 83 °C) bildirilmiştir. (152, 51) Bununla birlikte, dental seramiklerin, sulu ortama maruz kaldıklarında, mekanik özelliklerinin etkilendiği, çeşitli araştırmacılar tarafından belirtilmiştir. (180) Stres ve korozyon nedeniyle oluşan dayanıklılıktaki düşüş, daha önceden var olan küçük çatlakların gelişimine neden olmaktadır. (209) Bu sebeple tam seramik sistemlerinin uzun dönemli başarısını görebilmek için, klinik uygulamalardan önce, ağız ortamı koşullarını en iyi yansıtacak şekilde in vitro olarak, çeşitli koşullarda araştırmaları gerekmektedir.

Bu nedenle, çalışmamızda çeşitli tüm seramik sistemlerin seramik korozyon testlerine karşı mekanik davranışı in vitro olarak test edilmiştir.

De Rijk ve ark. seramikleri 80 °C'deki % 4'lük asetik asit içinde bir hafta bekletmenin yapay tükürükte 22 °C'de 22 yıllık sürece eşdeğer aşınmayı

gerçekleştirdiğini belirtmişlerdir. (75) Çalışmamızda da ISO 6872 no'lu standartında belirtildiği gibi, bu hızlandırılmış korozyon testi seramikte mikroçatlak oluşumunu engellemek amacıyla sıcaklık kademeli olarak artırılarak 18 saat süresince uygulanmıştır. Bu süreçte test örneklerinin sürekli sabit duran bir ortamda olmalarının malzeme yüzeyinde oluşan iyon salınımlarının reaksiyon dengelerinin bozulmasını engellemek amacıyla yine ISO 6872 nolu standart takip edilerek tüm korozyon prosedürü boyunca tüpler sabit hızda çalkalanmıştır.

Günümüz diş hekimliğinde doğal dişlerin görünümünü en iyi şekilde taklit eden tam seramik sistemlerin; estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, kırılabilirlik ve düşük darbe dayanımı gibi özelliklere sahip olmaları, posterior bölge restorasyonlarında zirkonya esaslı seramiklerin kullanımını gündeme getirmiştir. (101) Lityum disilikat cam seramiğin IPS Empress 2; (Ivoclar Vivadent) fluoroapatit cam seramikle IPS Eris; (Ivoclar Vivadent) kombinasyonu veneer yapıda çatlak gelişimine yatkın olduğu ve alt yapı-veneer ara yüzünde çatlak gelişimini durdurucu bir mekanizma mevcut olmadığından posterior köprü restorasyonlarında endike değildir. .Posteriorda tam seramik köprü restorasyonu olarak yüksek elastik modülüsüne sahip olan zirkonya alt yapılar endikedir; çünkü zirkonya alt yapıların veneer tabakasında stres oluşumunu azaltma, kompozitin yük taşıma kapasitesini artırma ve böylece restorasyonda kırık oluşumunu engelleme özellikleri vardır. (243) Zirkonyumun ağız ortamındaki kimyasal stabilitesi çeşitli çalışmalarla araştırılmıştır. Ardlin, iki farklı renkte hazırladığı YTZ-P seramik örnekleri, 80°C' de % 4' lük asetik asit solüsyonunda 168 saat bekletmiş ve kimyasal stabilitesini incelemiştir. Araştırma sonucunda örneklerden elde edilen çözünürlük değerlerinin önerilen sınırların

altında olduğu tespit edilmiş ve üç nokta bükülme dayanımı değerlerinde anlamlı bir değişiklik olmadığı belirtilmiştir. (27) Kosmac ve arkadaşları, YTZ-P seramikleri % 4' lük asetik asit ve pH 9,5 olan amonyum solüsyonunda 16 saat bekletmişler ve materyalin alkalın ortamda asidik ortama göre daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir. (151) Ancak zirkonya alt yapı doğal dişe benzer translusentlikte üretilemediğinden, restorasyonun estetiğini geliştirmek için feldspatik porselenle ya da zirkonya alt yapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üst yapı seramikleriyle veneerlenmektedir. (278)

Üst yapı seramiklerinin alt yapıya olan bağlanması, klinikte kırık oluşumu açısından önemlidir. Zirkonya ile yapılan klinik çalışmalar, üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılmasının en sık görülen klinik başarısızlık olduğunu gösteren birçok çalışma bulunmaktadır. (1) Bu tip kırıkların porselen tamir sistemleriyle onarılması için, bonding sistemlerinde yüksek beklentiler oluşmaktadır. (89) Cam içerikli seramiklerde ise üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılması gibi bir sorunla karşılaşılmaz, kombine ve koheziv kırıklar daha sık görülür. Bunun nedeni olarak, alt yapı ve üst yapı tabakasının daha iyi bütünleşmesi olduğu söylenebilir. Sistem, boşluk ve çatlakların üst yapı seramiği ile tamamen doldurulmasıyla kuvvetler karşısında tek tabakaymış gibi davranabilir. (80)

Ağız ortamı ile ilişkili olan yüzey ise veneer seramik yüzeyi olup kimyasal yorgunluğun etkileri bu yüzeyden başladığı için çalışmamızda sadece alt yapı değil , veneer seramiği kaplanmış zirkonyum ve lityum disilikat alt yapı örnekler kullanılmıştır. Ağız ortamı ile ilişkili olan yüzey ise veneer seramik yüzeyi olup kimyasal yorgunluğun etkileri bu yüzeyden başladığı için çalışmamızda veneer seramiği kaplanmış örnekler kullanılmıştır. Üst yapı porseleni primer olarak estetik amaçla kullanılmasına rağmen restorasyonun mekanik davranışında da önemli rol

oynar. Bu çift katmanlı restorasyonların bükülme ve kırılma dirençleri çatlağın veneer yüzeyinden başladığı durumlarda veneer tabakasına bağlıdır. (251) Ancak ağız ortamında oluşan kimyasal yorgunluğun, restorasyonun dayanıklılığı üzerinde önemli rol oynayan üst yapıda bulunan mikroçatlakları ilerleterek bu durumu nasıl etkilediği konusunda bir çalışma bulunamamıştır.

Ağız ortamı sebebiyle oluşan kimyasal yorgunluğun mekanik dayanıklılığa etkisini sadece üst yapı materyalinde araştıran çalışmalar olduğu gibi (136), sadece alt yapı materyalinin kırılma dayanıklılığı üzerinde yoğunlaşan çalışmalar da vardır. (69) Ancak dental protezlerin uzun dönem başarısının değerlendirilmesinde, alt ve üst yapıdan oluşan tüm seramik kompozit yapının yorgunluk davranışının, bütün olarak değerlendirilmesi çok daha anlamlıdır. (242, 241) Bu nedenle kimyasal yorgunluğun mekanik dayanıklılığa etkisini araştırdığımız çalışmamızda; tüm seramik restorasyon yapımında sıklıkla kullanılan cam seramik alt yapı ve zirkonya alt yapı örnekler veneer seramiği ile kaplanarak iki tabakalı hazırlanmıştır.

Tabakalı veneer-core tüm seramik sistemlerinde stres dağılımı, tek tabakalı sistemlere göre daha kompleks olduğu için bu sistemlerin dayanımının değerlendirilmesinde farklı testler geliştirilmiştir. (3) Tabakalı dental seramiklerin dayanıklılığının değerlendirilmesinde kron veya köprü şeklindeki anatomik örnekler kullanılmıştır. Bu anatomik örneklerin, gerçek dental protezlerin şekline benzer olması gibi önemli avantajları olmasına rağmen, tekrarlanabilir standart boyutlarda hazırlanma zorluğu, yapılan diğer çalışmalar ile verileri karşılaştırma zorluğu ve sonlu elemanlar analizi yapma gereksinimi gibi dezavantajları vardır. (33, 242) Ayrıca; diş preperasyonu, alt yapı dizaynı, yüksek gerilim streslerinin biriktiği alanlardaki materyal kalınlığı ve veneer-core kalınlıklarının oranı gibi faktörlerden dolayı çalışmaların sonuçlarında farklılıklar çıkabilir. (162, 3, 241) Bundan dolayı,

anatomik olmayan standartize örnekler, temel mekanik özelliklerin kontrolünde daha güvenilir bir ortam sağlar. (3) Dayanıklılık, materyalin kırıldığı an kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır ve seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir. (13, 36) Dayanım ve mikrosertlik gibi mekanik özellikler, dental seramiklerin klinik potansiyellerinin ve limitlerinin belirlenmesinde sıklıkla kullanılan parametrelerdir. (267)

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan seramiklerin dayanıklılıklarını değerlendirmek için farklı laboratuvar testleri kullanılmaktadır. Bükülme dayanıklılığı testleri; dişin anatomik tasarımı, ağız içindeki oklüzal yükleme ve çevresel faktörlerin göz ardı edilmesi (112) gibi dezavantajlarına rağmen dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirilmesinde testlerin kontrollü bir ortamda yapılabileceği yöntemlerdir. (150) Seramiklerin dayanıklılık değerlerindeki farklılıklar, test örneğinin üretim tekniği ve içerdiği çatlak (147) miktarına bağlıdır. Ayrıca, test yöntemi, örnek boyutları, test ortamı, yüzey bitim şekli, yükleme hızı ve örneğin stres uygulanan alanı seramiklerin dayanıklılığını belirleyen diğer faktörlerdir. (13)

Örnek hazırlama teknikleri ve kullanılan test parametreleri kıyaslanabilir olduğu müddetçe biaksiyel bükülme dayanımı, farklı çalışmalar arasında anlamlı karşılaştırmalar yapılabilen temel bir mekanik özelliktir. Ayrıca, çok tabakalı seramik sistemleri için geliştirilen formül çözümlenmeleri ile örneklerdeki stres dağılımı hesaplanabilir.(117, 241, 286, 114, 278) ve örnekler üzerine oluşan gerçek stresler ölçülebilir.(242)

Bükülme dayanımı testlerinde oluşan temel stres, örneğin alt yüzeyinde oluşan gerilim stresidir ve bu stres yüzeyde bulunan çatlakların, kütleli kırılma oluşana kadar ilerlemesine sebep olur. Klinik olarak başarısızlığa uğramış tüm seramik

restorasyonların araştırıldığı çalışmalarda, kırık oluşumunun tipik olarak kronun iç (gerilim) yüzeyinden başladığı belirtilmiştir. (140, 141, 256) Bu sonuçlardan dolayı örneklerimizin core tabakasını gerilme kuvvetlerinin olduğu yüzey olması için, bükülme dayanımı testi sırasında alta gelecek şekilde yerleştirdik.

Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını belirlemede tek eksenli bükülme testleri (üç nokta bükülme – dört nokta bükülme testleri) (101, 27, 272) ve iki eksenli bükülme testleri (150, 284, 151) kullanılmaktadır. Üç nokta bükülme dayanımı testi; test dizaynının komplike olmaması ve örnek geometrisinin hazırlanışının göreceli olarak basit olması sebebiyle dental seramiklerin dayanıklılığı için standart test olarak kullanılmıştır. (16, 160) Dental seramiklerin dayanımlarının ölçülmesinde önceleri kullanılan uniaksiyel bükme testleri yerini daha popüler olan biaksiyel bükme testlerine bırakmıştır. (291) Bunun sebebi; biaksiyel bükme testlerinin kenar ve köşedeki defektlerden, yüzey kusurlarından daha az etkilenmesi, düz olmayan örneklerin dahi üç top üstünde strese maruz kalmaması nedeni ile uniaksiyel bükme testlerinden daha güvenli olmasıdır. (270, 13, 31) Ayrıca uniaksiyel test örneklerinin boyutları dental restorasyonlardan oldukça farklıdır. (142). Biaksiyel testlerden üç top üstünde piston testinde örnek, kenar ve köşe kusurlarından korunup sadece saf bükme hareketini yapar.

Chai ve arkadaşları (52).ile Zeng ve arkadaşları (290) yaptıkları çalışmalarda çeşitli alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılıklarını hem tek eksenli hem de iki eksenli bükülme testi ile değerlendirmişler ve test sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Bu araştırmalar, iki eksenli bükülme dayanıklılığı testleri sonuçlarının tek eksenlilere göre anlamlı şekilde yüksek kırılma stresi gösterdiğini bildirmişlerdir.

Disk şeklindeki örneklerin merkezden yüklenmeleri ile gerçekleştirilen iki eksenli bükülme testleri, tek eksenli testlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaktadır. ISO 6872 standardı tarafından iki eksenli bükülme testlerinde yükleme ortadan yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmez ve örneklerin yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilir. (120) Bu sebeple dayanıklılık değerlerinde daha az varyasyon gözlenir.

Tek eksenli testlerde kullanılan örneklere kıyasla daha küçük boyutlardaki örneklerin klinik restorasyonlara daha yakın olması bu test yönteminin tercih edilmesini sağlamaktadır. Özellikle iki tabakalı örnekler test edileceği zaman, tek eksenli testlerde olduğu gibi klinik boyutlardan büyük hazırlanan örneklerde alt ve üst yapının termal genişleme katsayısı farklılığından oluşan rezidüel çekme gerilmelerinin daha çok olması dayanıklılık değerlerini düşürebilir. (100) Bunlara ek olarak biaksiyel bükülme dayanımı metodu, tüm seramik restorasyonların klinik başarısızlık moduna benzer başarısızlık oluşturur. (7, 8)

Biaksiyel bükülme dayanımı testi farklı dizaynlar içerir. Bunlar; yüzük üzerinde top (ball-on-ring), yüzük üzerinde yüzük (ring-on-ring) ve üç top üzerinde piston (piston-on-three-ball). Bizim çalışmamızda üç top üzerinde piston dizaynı kullanılmıştır. Çünkü bu yöntemde, örnek ile toplar arasında nokta şeklinde kontak oluşturduğu için kusursuz düzlükte olmayan örneklerin paralelliğindeki küçük sapmaları karşılayarak istenmeyen streslerin oluşması engellenir. (56) İki tabakalı sistemlerde mekanik dayanıklılık testlerinin sonuçları, test edilen örneğin seramik veya core tabakasının alt veya üst yüzeyde olmasına göre sonuçlar değişir.

Bazı araştırmacılar, örneklerin core tabakasının üst yüzeye (pistona bakan yüzeye) yerleştirilmesiyle konnektör alanlarının kopyasının elde edildiğini bildirmişlerdir. (291, 257) Klinik başarısızlığa uğramış tüm seramik

restorasyonlarla ilgili yapılan çalışmalarda kırık orijininin kronun iç yüzeyinden (gerilim yüzeyi) başladığı gösterilmiştir.(38, 100) Bu klinik sonuçlar doğrultusunda bizim çalışmamızda da gerilim yüzeyi olarak core yüzeyini seçtik ve test sırasında bu tabakayı altta kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Çalışmalar, iki tabakalı örneklerin dayanımı, güvenilirliği, kırılma modu gibi özelliklerinin, materyalin gerilim streslerine maruz kalan alt yüzeyleri tarafından belirlendiğini bildirmiştir. (278, 38, 100) Bundan dolayı, sabit parsiyel protezlerde konnektör ve diğer yüksek gerilim alanların alt yüzeylerinin veneer porseleni ile kaplanmaması önerilmektedir. Bu çalışmada, alt yapı kalınlığı / üst yapı kalınlığı oranı olarak köprü ve kron arası bir durum seçilmiştir. (278, 38)

Deneyde uygulanan yükün, örneğin tüm yüzeyine dağıtılması için Watchman, piston ucu ile örnek arasına polietilen film tabakasının yerleştirilmesini önermiştir. (269) Günümüzde kimi çalışmalarda ince non-rijit polietilen film tabakası kullanılmaktadır. (99, 100). Ancak Ban ve Anusavince'nin yaptıkları çalışmalarda, film yerleştirilen ve yerleştirilmeyeni testlerde aynı materyalin bükülme dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır. Düz uçlu piston yüzeyi ile numunenin yüzeyinin paralel olması durumunda iletilen yükün numunenin tüm yüzeyine iletileceğini bildirmişlerdir. (31) Taskonak ise istenmeyen stres konsantrasyonların oluşmasını engellemeye ek olarak test sırasında kırılan parçaların dağılmasını önlemek için, veneer seramiği yüzeyine ince polietilen film tabakası yerleştirilmesi yerine yapışkan flaster yapıştırılmasını önermiştir. (252) Bizim çalışmamızda da veneer seramiği yüzeyine 0.05 mm kalınlığında yapışkan flaster yapıştırılmıştır.

Diş hekimliğinde restoratif malzemelerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik kalitesinin belirlenmesinde, malzemenin yüzey özellikleri önem kazanır. Dental

porselenler laboratuvarında fırınlanır ve yüzey dokusu doğal diş yüzeyine benzemesi için final olarak glazelenir. Ancak seramik restorasyonların, simantasyonundan önce veya sonra aşındırma işlemleri; okluzal interferensleri gidermek, konturları düzeltmek, marjinal bitimi sağlamak ve estetik ihtiyaçlar gibi nedenlerden dolayı gerekli olabilir. (35, 280)

Seramik restorasyonun yüzey uyumlaması sonucunda oluşan pürüzlü yüzey, yumuşak doku reaksiyonuna ve dişeti enflamasyonuna neden olabilecek plak birikiminin artmasına veya karşıt dentisyonda aşınmaya neden olabilir. (17, 163, 244, 132). Pürüzsüz seramiğin yüzey dokusu pürüzlü yüzeye göre ışığı daha çok yansıtacağından restorasyonun estetiği ve rengi açısından da, seramik restorasyonun yüzey pürüzlülüğü önemlidir. (219) Bunlara ek olarak malzeme yüzeyinde meydana gelen ısı artışı ve aşındırıcı-yontucu sistemlerin yarattığı içsel gerilimler, seramik malzemenin yüzey katmanında mikroçatlakların oluşumunu yeni mikroçatlakların oluşumuna neden olarak restorasyonun dayanımını azaltabilir. (65, 95, 232)

Restorasyonun klinik başarısı açısından yüzey pürüzlülüğünü en aza indirmek için, simantasyondan önce yapılan düzenlemelerde bitirme aşamasını takiben glaze işlemi, simantasyondan sonra yapılan uyumlandırma işlemlerinden sonra ise ağız içi polisaj işlemleri önem kazanmaktadır. (224) Çünkü seramik restorasyonun reglazing için tekrar fırınlanmaya maruz kalması hem zaman alan bir işlemdir hem de porselenin yapısında devitrifikasyon gibi başka değişikliklere neden olabilir. Porselen restorasyonlarda optimum pürüzsüz yüzeyin elde edilmesinde, bitim ve polisaj için uygulanacak teknikler birçok araştırmanın konusu olmuştur.

Yapılan araştırmalarda, pek çok polisaj metodu ile elde edilen porselen yüzeylerin glazeli porselen yzelerine alternatif olabileceği ifade edilmektedir. (219) Haywood ve ark., ağız içi polisajlama ile glazre eşit bir pürüzsüzlük elde edildiğini savunmaktadır. (106) Polisajlama ile daha üstün estetik sonuçlar elde edildiği ancak naturel glazrde olduğu gibi poroziteler polisajlama ile elimine edilemediğinden polisajın başarisının yine de iyi kondanse edilmiş ve doğru pişirim uygulanmış bir porselen yapıya bağlı olduğu düşünülmektedir. (245) Bazı araştırmalarda ise polisajın, glaze kadar pürüzsüz çatlaksız bir yüzey oluşturamayacağı vurgulanmaktadır. (203, 224) Ancak polisaj yönteminin ne kadar bir alanda kullanılacağının belirlenmesi yöntemin etkinliği açısından önem taşır. (188) alışmamızda restorasyonların tüm yzeleri için polisaj uygulanması tartışılmıştır. Daha küçük yüzey alanlarında polisaj teknikleri arasında daha farklı sonuçlar elde edilebilir.

zdemir ve ark. nın, farklı yüzey bitirme tekniklerinin, farklı seramik türlerinde pH ve sıcaklık değişiklikleri karşısında yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini karşılaştırdığı doktora tezi çalışmasında, kimyasal korozyon sonrası yüzey pürüzlülüğündeki değişikliklerin marka ve yüzey bitirme tekniğine bağlı olarak değişiklik gösterdiği saptanmıştır. Glazürlü ve polisajlı her iki örnek grubu için korozyon testleri sonrasında elde edilen iyon salınımı sonuçlarına göre, test edilen seramiklerin in vitro koşullarda sanıldığı kadar stabil olmadıklarını ve element saldıklarını ortaya koymuşlardır. Kimyasal korozyon oluşturduğu bu etkinin seramiğin mekanik özelliklerini nasıl etkilediğini araştırdığımız çalışmamızda bizde örneklere glazür ve polisaj uygulayarak iki farklı yüzey bitirme yöntemi kullandık. (199) Piddock ve arkadaşları, bizim de çalışmamızda kullandığımız iki eksenli

bükülme testlerinin, farklı yüzey işlemlerinin seramiklerin dayanıklılığı üzerine etkisini incelemede uygun olduğunu bildirmişlerdir. (211)

Çalışmamızda polisaj malzemeleri örnek yüzeylerine elektrikli mikromotor vasıtasıyla tek bir araştırmacı tarafından uygulanmıştır. Ahmad ve ark., 10.000 rpm devirde yapılan klinik polisajın seramik örneklerin güçlendirilmesi ya da yapısal olarak zayıflatılmasına katkısı olmadığını ancak yüksek dönme hızında (20,000 rpm) polisaj yapılan örneklerin bükülme dayanıklılıklarının; yüzeylerinin daha pürüzsüz olmasına rağmen, düşük dönme hızında (10,000 rpm) polisaj yapılan örneklere göre anlamlı derecede daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Dayanıklılıktaki bu düşüşün sebebinin ise, yüksek hızda dönen polisaj lastiklerinin seramik yüzeyinde çatlak gelişimine sebep olması olduğunu belirtmişlerdir. (9) Bu nedenle biz de polisaj grubundaki örneklere 10,000 rpm dönme hızında polisaj yaptık.

Bu çalışma yönteminin tartışılacak konularından birisi, seramik bloklardan hazırlanan örneklerin elmas kesme bıçaklarıyla dilimlenerek hazırlanmış olmasıdır. Literatürde elmas kesme bıçakları ve frezlerin seramik yüzeyinde hasara neden olabileceği ve bunun sonucunda makineyle şekillendirilerek hazırlanan restorasyonların yapısal sağlımlıkları ve dayanıklılıklarının bozulabileceği bildirilmiştir. (258) Ancak çalışmamızda kullandığımız seramik blokların kullanıldığı CAD-CAM sisteminde (CEREC SW 4.2.3) geometrik şekilde kazıma yapılması mümkün değildir. Ayrıca bu yöntem mümkün olsa bile, çok sayıda blok kullanılacağı için deney maliyeti çok yüksek olacağından anlamsızdır.

Kaynaklarda yapılan çalışmalarda, aynı tip materyal test edilmiş bile olsa sonuçlarda birbirinden farklılıklar olduğu görülmektedir. Bu varyasyonların olası sebepleri, test düzeneklerinin ve örnek şekillerinin farklılığı, yüzey bitim yöntemleri, testin yapıldığı ortam veya çok katmanlı seramik örneklerdeki stres dağılımının

hesaplandığı formüllerin farklılığı olabilir. Bu çalışmada kullanılan deney parametreleri ISO 6872 standartlarına göre seçilmiştir ve stres dağılımının hesaplamasında, son yıllarda geliştirilmiş, analitik çözümlenmesi sonlu elemanlar analizi ile desteklenmiş olan formül kullanılmıştır. (115, 117, 114, 116) Taradığımız literatürlere göre; iki tabakalı seramik örneklerde yaptığımız testi uygulayıp ve değerlendirme metodunu kullanan, sonuçları karşılaştırabileceğimiz başka çalışma bulunamamıştır.

Kukiattrakoon ve ark. farklı marka üst yapı porselenlerini (VITA VMK 95, Vitadur Alpha, IPS Empress Esthetic, and IPS e.max Ceram) farklı pH'a sahip asidik ajanlarda (mango suyu, ananas suyu, sitrat buffer solüsyonu) ve 4% asetik asit solüsyonunda 80C⁰'de 16 saat bekletmişler ve iyon salınımı miktarlarını incelemişlerdir. Sonuçta araştırılan hiçbir porselen grubunun kimyasal olarak inert olmadığını, sulu nötral ortamda bulunan kontrol grubu dahil tüm gruplarda iyon salınımı olduğunu, ancak IPS e.max Ceram grubu porselenlerin diğer gruplara göre daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir ve IPS e.max Ceram grubunda en çok kalsiyum (374.0 ppb), daha az potasyum (175.1) olmak üzere çeşitli elementlerin salındığı görülmüştür. Diğer gruplarda olduğu gibi IPS e.max Ceram grubu porselenlerde de kimyasal yorgunluk sonrasında yüzeyin pürüzlendiği ve porözitelerin olduğu görülmüştür. Zayıf bir organik asit olan asetik asitin, diğer asitlere göre yüzeyde daha yıkıcı etkisi olduğunu ve daha fazla iyon salınımına sebep olduğunu belirtmişlerdir. (155)

Junpoom ve ark. ise otoglaze yöntemi ile yüzey bitirmesi yapılmış olan florapatit lösit (IPS d.SIGN) ve florapatit (IPS e.max Ceram) içerikli üst yapı porselenlerini 4% asetik asit solüsyonunda 80⁰'de 16 saat bekletmiş ve üç nokta bükülme dayanımı testi uygulamışlardır. Her iki tip porselen grubunda da bükülme

dayanımının kimyasal yaşlandırma işleminden etkilenmediğini ancak kimyasal yorgunluk öncesinde ve sonrasında da florapatit porselenin dayanıklılığının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir ($p<0.05$). (136) Başka bir çalışmada ise florapatit lōsit içerikli seramikte, florapatit içerikli seramiğe göre daha çok iyon salınımı olduğunu; bunun sebebinin ise florapatit kristallerinin kimyasal olarak inert iken, lōsit kristallerinin asidik solüsyonlarda yavaş çatlak büyümesine yatkın olması olduğunu belirtmişlerdir. (156)

Pinto ve ark. çalışmalarında, lōsit içeren (UltropalineDentin-UD, Ukraine) ve lōsit içermeyen VM7 (Vita Zahnfabrik- VM7, Germany) iki farklı veneer seramiği ile hazırlanan, polisaj yöntemi ile yüzey bitirmesi yapılan örneklerde pH'ın biaksiyel bükülme dayanımı ve mikrosertlik üzerine etkisini araştırmışlardır. Hazırlanan örnekler pH'ı 3.5, 7.0, 10.0 olan yapay tükürükte 10 gün bekletilmiştir. Lōsit içermeyen camsı (vitröz) seramikte yavaş çatlak büyümesi asidik pH'lardan etkilenmezken, lōsit içerikli seramiğin asidik pH'da yavaş çatlak büyümesine yatkın olduğunu bildirmişlerdir. Ancak her iki grubun bükülme dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı azalma gözlenmiştir. Ayrıca pH arttıkça vickers mikrosertliklerinde azalma gözlenmiştir. Ancak bu farklılığın sadece kontrol grubu (herhangi bir solüsyonda bekletilmemiş) ile pH 10 grubu arasında anlamlı olduğu görülmüştür. (167)

Suyun, porselenlerde yavaş çatlak büyümesine sebep olarak materyalin dayanıklılığında azalmaya sebep olduğu bilinmektedir. (104, 228) Yedi farklı üst yapı seramiğinin tükürük içinde yaşlandırıldığı ve lōsit içeriğinin yavaş çatlak ilerlemesine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, hızlı çatlak ilerlemesinde direnç gösteren lōsitin yavaş çatlak ilerlemesinde olumlu bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. (50) Bunu da lōsit kristalleri ile cam matriks arasındaki termal

genleşme katsayısı uyumsuzluğundan dolayı soğuma sırasında oluşan gerilim streslerinin lösit kristalleri çevresinde matriks ile interatomik aralanma oluşmasına ve bu bölgenin suyun etkilerine daha açık olmasına bağlamışlardır. Ayrıca hava ortamına göre yapay tükürük içinde yavaş çatlak ilerlemesinin daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. (176)

Kimyasal yorgunluk karşısında sadece üst yapı seramiğinin davranışının incelendiği bu çalışmalarda seramiğinin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilendiği görülürken, bizim çalışmamızda kimyasal yorgunluk öncesi ve sonrasında mekanik dayanıklılık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark ($p>0.05$) bulunmamasının nedeni olarak; üst yapı seramiklerinin alt yapı ile güçlendirilmiş olduğunu için çatlakların ilerlemesinin önlendiğini düşünmekteyiz.

Gonzaga ve ark. vitröz porselen (VM7, Vita Zahnfabrik), lösit içerikli porselen (IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent), cam infiltre alümina (In-Ceram Alumina, Vita Zahnfabrik), lösit içerikli cam seramik (IPS Empress, Ivoclar Vivadent) ve lityum disilikat içerikli cam seramiklerin (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent) yapay tükürük içerisindeki yavaş çatlak ilerlemesini karşılaştırmışlardır. Sonuçta lityum disilikat içerikli cam seramiğin yavaş çatlak ilerlemesine en yatkın olduğunu, bunu lösit içerikli porselen ve vitröz seramiğin takip ettiğini, lösit içerikli cam seramiğin ve cam infiltre alümina seramiğinin en dirençli grup olduğunu bildirmişlerdir. (98)

Mohsen, korozyonun yüzeyi glazürlenmiş e.max CAD ve e.max Press seramiklerinin bükülme dayanıklılığına ve mikrosertliğine etkisini araştırdığı çalışmada, örneklere üst yapı seramiği uygulamaksızın örneklerin yarısını ISO 6872 standartına göre 4% asetik asit solüsyonunda $80C^0$ 'de 16 saat bekletmiş ve ardından tüm örneklere biaksiyel bükülme dayanımı testi uygulamıştır. IPS e.max press grubunda yaşlandırma sonrasında bükülme dayanımının 318 MPa'dan 257

MPa'a düştüğünü, IPS e.max CAD grubunda ise 345 MPa'dan 289 MPa'a düştüğü görülmüştür. Sonuçta korozyona uğrayan örneklerin bükülme dayanımının kontrol grubuna göre anlamlı derecede daha düşük olduğu ancak vickers mikrosertlik değerlerinde anlamlı bir değişiklik olmadığını belirtmiştir. (179)

IPS e.max CAD ve IPS e.max Press cam seramiklerini alt yapı olarak kullanıp, bunların üzerine IPS e.max Ceram üst yapı seramiği uyguladığımız gruplarımızda kimyasal yorgunluk öncesi ve sonrası değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. ($p>0.05$) Önceki çalışmalara bakıldığında florapatit içerikli seramiklerde yavaş çatlak büyümesine direncin, lityum disilikat seramiklere göre daha fazla olmasından yola çıkarak bizim çalışmamızda kullandığımız florapatit içerikli üst yapı seramiğinin (IPS e.max Ceram), lityum disilikat içerikli (IPS e.max Press ve IPS e.max CAD) alt yapı seramiklerini koruyucu davranış gösterdiğini düşünebiliriz.

Zhao ve ark., yapay tükürük ile yaşlandırmanın; alümina ile güçlendirilmiş zirkonyum alt yapılar ve Y-TZP alt yapıların veneer seramiği ile arasındaki makaslama bağ dayanımına etkisini araştırmışlardır. 2mm yüksekliğindeki alt yapılar üzerine, 3mm yüksekliğinde veneer seramiği uygulanmıştır. Yaşlandırma işlemi için, örneklerin yarısını 2 bar basınç altında, $134C^0$ de 48 saat süreyle otoklavda bekletmişlerdir. Ardından örneklerin hepsine makaslama bağ dayanımı testi uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda, her ki grupta da yaşlandırmanın makaslama bağ dayanımına anlamlı bir etkisi olmadığını ancak SEM görüntülerinde yaşlandırma sonrası veneer yüzeylerinin bulanıklaştığı bildirilmiştir. Bu bulanık görüntüyü yapay tükürük ile yaşlandırma süresince kalsiyum ve fosfor iyonlarının seramik yüzeyinde depolanmasına bağlamışlardır, yaşlandırmanın sadece seramik yüzeyini etkilediğini, iç yüzeyi etkilemediği için alt ve üst yapı arasındaki bağ dayanımına etkisi

olmadığını belirtmişlerdir. Ancak çalışmada kullanılan örneklerin şekil ve boyutunun, klinik uygulamalardan oldukça farklı olduğu için klinik koşulları tam olarak yansıtmamaktadır. (293)

Chu ve arkadaşları, seramik yüzeyine uygulanan glaze ve polisaj işlemlerinin meydana getirdikleri yüzey pürüzlülüğünü ve pürüzlülük ile bükülme dayanıklılığı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Polisaj işlemi sonucu gözlenen ortalama yüzey pürüzlülüğü, glaze işlemine göre yüksek bulunmuştur. Yüzey pürüzlülüğü ile bükülme dayanıklılığı arasında negatif korelasyon gözlenmiştir. Buna göre, yüzey pürüzlülüğü arttığında bükülme dayanıklılığı azalmaktadır. (62).Bizim çalışmamızın sonuçlarında da buna uygun olarak; bütün seramik alt yapı gruplarında glazürlü ve polisajlı grupların biaksiyel bükülme dayanımı karşılaştırıldığında glazürlü grupların dayanım değerleri polisajlı gruplara göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Ancak zirkonyum alt yapı gruplarında üst yapı seramiğinin tabakalama tekniği ile uygulandığı gruplarda glazürlü ve polisajlı altgruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmezken ($p>0.05$); üst yapı seramiğinin presleme yöntemi ile uygulandığı gruplarda glazürlü alt grupların biaksiyel bükülme dayanımı, polisajlı alt gruplara göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. ($p<0.05$) Tabakalama seramiği uygulanan grup ile, press seramiği uygulanan gruplar arasında böyle bir farklılık çıkmasının sebebinin; tabakalama tekniği sırasında zirkonyum alt yapının daha çok fırınlanması gerektiği için, düşük ısı bozunmasına uğrayarak dayanımında azalmaya uğması olabileceğini düşünmekteyiz. (289,2)

Nakamura ve ark.'nın glazürün weibull modülüsüne ve bükülme dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, Vita VMK 68 veneer porseleninden hazırlanan bar şeklindeki örnekleri dört gruba ayırarak glazür ve üç farklı grenli silikon karpid polisaj diski (1000, 600, 100) uyguladıktan sonra üç nokta bükülme dayanımı testi

uygulamışlardır. 600 ve 100 grenli disklerle yüzeyi polisajlanmış iki grup dışında diğer tüm grupların bükülme dayanıklılığı arasında anlamlı farklılık çıkmıştır. Yüzey pürüzlülüğü arttıkça bükülme dayanımının azaldığını ve glazür yapılmış grubun bükülme dayanıklılığının en yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca glazür yapılmış grubun weibull modülüsünün en yüksek olduğunu, bununda malzemenin kırılmaya karşı güvenilirliğinin daha yüksek olduğu anlamına geldiğini bildirmişlerdir. (184)

Asai ve ark. CAD-CAM yönteminde kullanılan seramiklerin yüzeylerine uygulanan farklı bitirme yöntemlerinin (glazür ve polisaj) kırılma dayanımına etkisini araştırmışlardır. Vita Mark II, ProCAD, IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD seramiklerinin kullanıldığı çalışmada, örneklerin yarısı 4.000 devir/dk hızla 3 dk. boyunca elmas içerikli polisaj lastikleriyle polisajlanmış, diğer yarısına her malzeme için üretici firmanın önerdiği glazür materyalleri uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda glazürlü yüzeyin daha pürüzsüz olmasına rağmen her iki grubun kırılma dayanımının birbirine benzer olduğunu, dolayısıyla hasta başı uygulamalarda pratik olduğu için polisaj lastiklerinin kullanılabilceğini belirtmişlerdir. (28)

Chen ve ark. mekanik yorgunluğun kırılma dayanıklılığına etkisini araştırdıkları çalışmalarında; CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş Vita Mark II ve ProCAD kronlar ile döküm yöntemiyle hazırlanan IPS Empress kronlara polisaj ve glazür yüzey bitirme yöntemleri uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda, glazür uygulanmış kronların kırılma dayanımı ve mekanik yorgunluğa gösterdikleri direncin, polisaj uygulanmış örneklere göre anlamlı derecede yüksek olduğunu göstermişlerdir. Polisajın yüzey defektleri ve pürüzlerini gidermede etkili olduğunu ancak kronun fissürler ve oluklar içeren komplike anatomik şeklinden dolayı her yerin optimum bir şekilde polisajlanmasının mümkün olmadığını bildirmişlerdir. Buna karşın glazürün, seramik materyalinden farklı termal genleşme katsayısına

sahip olmasından dolayı soğuma sırasında tüm yüzey boyunca oluşan gerilim stresiyle kronu sararak muhtemelen çatlakların açılmasını önlediğini belirtmişlerdir. Ancak yakın kırılma değerlerinden dolayı klinikte glazür uygulanması olası olmadığında polisajın ProCAD kronlar için mümkün olabileceğini belirtmişlerdir. (55) Çalışmamız sonucunda polisajlı gruplar ile glazürlü grupların kimyasal yorgunluğa gösterdikleri direnç arasında farklılık çıkmamasının bir sebebi de hazırladığımız örneklerin kron şeklinde olmayıp düz yüzeyli disk şeklinde olmasından dolayı, örneğin her bölgesinde polisajın düzgün yapılabilmesi olabilir.

Glazür ve polisajın hem üst yapı seramiğine hem de preslenebilir alt yapı seramiğine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada tüm gruplarda glazürlü örneklerin biaksiyel bükülme dayanımının daha yüksek olduğunu ayrıca glazürün kuvvetlendirici etkisinin core seramiğine göre üst yapı seramiğine etkisinin daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Bunun muhtemel sebebinin veneer porseleninin yüzeyinde glazür tarafından kapatılan çok sayıdaki yüzey defektlerinden kaynaklandığını belirtmişlerdir. (119) Lin ve ark. lösit ve lityumdisilikat içerikli cam seramiklerde veneer porseleninin (monolitik veya iki tabakalı) ve core fabrikasyon tekniğinin (ısı ile presleme -IPS e.max Press- ve CAD-CAM - IPS e.max CAD-) biaksiyel bükülme dayanımı ve weibull modülüsüne etkisini ayrıca zirkonyum alt yapı seramiklerde üst yapı uygulama tekniğinin (tabakalama -IPS e.max Ceram- veya ısı ile presleme-IPS e.max ZirPress-) biaksiyel bükülme dayanımı ve weibull modülüsüne etkisini araştırmışlardır. Her materyal grubunun 1,5 mm alt yapı (1.5C), 0,8 mm alt yapı (0.8C) ve 0.8mm alt yapı – 0,7 mm (0.8C-0.7V) üst yapıdan oluşmak üzere 3 alt gruba ayırmışlardır. 12,5 mm çapında disk şeklindeki örneklere biaksiyel bükülme dayanımı testi uygulamışlardır. Tüm gruplarda 0.8C-0.7V alt grubunun biaksiyel bükülme dayanımı, sadece alt yapıdan oluşan diğer alt gruplara

göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük çıkmıştır. ($p < 0,0001$) Bu sebeple üst yapı seramiğinin, alt yapının bükülme dayanımını ve güvenilirliğini azalttığını belirtmişlerdir. ZirCAD grubunda ise presleme yapılan altgrubun bükülme dayanımı tabakalama yapılan altgruba göre yüksek çıkmıştır. ($p = 0.004$) Bunun yanında veneer seramiği uygulanmış ZirCAD gruplarının hepsinin dayanıklılığı, kalınlığı ve fabrikasyon yöntemi önemli olmaksızın tüm (Empress and e.max grupları) monolitik seramik gruplarından yüksek çıkmıştır. 0.8C-0.7V gruplarından; e.max Press – e.max Ceram 262.31 MPa, e.max CAD – e.max Ceram 236.56 MPa, ZirCAD – e.max Ceram 628.79 MPa, ZirCAD - e.max ZirPress 688.97 MPa bükülme dayanımı göstermiştir. Alt-üst yapı oranı bizim çalışmamızda olduğu gibi 1:1 oranına benzer olan bu çalışmada bulunan değerler, bizim çalışmamızda elde edilen alt tabaka değerlerine yakındır. (160)

Birçok çalışma sonucunda presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiğin tabakalama tekniği ile uygulanan veneer seramiğe göre zirkonya alt yapıya daha güçlü bağlandığını gözlemlenmiştir. Çalışmamızın sonucunda da benzer olarak, ısı ile presleme yönteminde tüm altgruplar kendileri arasında değerlendirildiğinde tabakalama yöntemine göre daha yüksek bükülme dayanımı değerleri elde edilmiştir. ($P=0.00$) (2, 161, 287) Presleme tekniğinin bağlanmayı artırmasının sebepleri şu şekilde açıklanabilir. Presleme tekniği kontrollü şartlar altında gerçekleştirilir. Bu teknikte daha az yapısal defektler oluşur ve zirkonya yüzeyi erimiş olan seramik tarafından daha iyi ıslatılır. Ayrıca, veneer seramiğin dayanıklılığını ve zirkonya alt yapı ile olan bağlantısını dramatik bir şekilde etkileyen hava kabarcıkları daha az oluşur. (2, 233, 108) Bu özellikler, alınan SEM görüntülerinde de gözlemlenmektedir.

Diğer taraftan, tabakalama tekniği için hazırlanan seramik hamuru teknikere bağlıdır. Toz-likit oranındaki değişikliklerin ve karıştırma tekniğinin, yoğunluğu, dayanıklılığı, yapısal defekt oranını ve fırınlama esnasında oluşan hava kabarcıklarının sayısını ve boyutunu etkilediği bilinmektedir. (220) Ayrıca, veneer seramiğin uygulanma aşamasında ortamda bulunan sıvının, zirkonyada tetragonal grenlerin destabilizasyonuna veya düşük sıcaklık bozulmasına neden olarak lokalize rezidüel streslerin doğması ve veneer seramiğin zirkonya alt yapıya bağlanma dayanımının zayıflaması ile sonuçlanabileceği belirtilmektedir. (254,39) Bunun yanı sıra, zirkonya ile veneer seramiği arasındaki bağlantı direnci üzerinde yalnızca presleme yönteminin değil aynı zamanda bu yöntem için geliştirilmiş olan veneer seramiklerin sahip olduğu kimyasal ve mekanik özelliklerinin de etkisi olduğu düşünülmektedir. Geleneksel tabakalama seramiklerine kıyasla press seramikler, daha düşük oranda potasyum ve sodyum iyonu bulundurmaları nedeniyle yapısında daha yüksek cam matris barındırmakta ve daha az kristalizasyon sergilemektedir. (1, 59).Çoklu fırınlanma sayısının, zirkonya materyalinde faz dönüşümüne ve rezidüel streslerde gevşemeye neden olduğu ve dolayısıyla yapının direncini etkilediği bilinmektedir. (2)

Geleneksel tabakalama yönteminde ortaya çıkan porselen büzülmesi nedeniyle istenilen boyutlarda ve formda restorasyonların üretilmesi için zirkonyanın pek çok defa fırınlanması gerekirken, press yönteminde mum ile şekillendirilen restorasyonun, veneer seramiklerin basınç ile dökümü sonucu, tek seferde istenilen formda elde edilebilmesi nedeniyle zirkonya çok daha az sayıda fırınlama işlemine maruz kalmaktadır. Biz de çalışmamızda, rutin laboratuvar prosedürlerini yansıması amacıyla tabakalama porselenlerinin hazırlanması sırasında, porselenin alt yapı üzerine istenen boyutlarda kalıp yardımıyla

yığılmasının ardından tek bir aşamada pişirilmesi yerine; her örneğin üst yapı porseleni wash pişiminin ardından seramiğin yığılmasıyla birlikte 3 aşamada hazırlanarak fırınlanmıştır. (39)

Çalışmamızdaki zirkonya alt yapı test gruplarının hiçbirinde zirkonya kor materyalinde koheziv başarısızlık görülmemiştir. Tabakalama yöntemi ile hazırlanan tüm gruplarda adeziv tip başarısızlığın en yüksek olduğu görülmüştür. Tabakalama tekniğinde adeziv tip başarısızlığın, presleme tekniğinde ise karışık tip başarısızlığın yüksek olması bize presleme tekniği ile uygulanan veneer seramiğin zirkonya alt yapıya olan bağlanma dayanımı tabakalama tekniğine göre daha yüksek olduğunu ve daha iyi bir performans sağladığını gösteriyor.

Tsalouchou ve ark., Zirconia Everest alt yapı materyalinin üzerine iki farklı yöntemle uygulanan (presleme ve sinterleme) üst yapı seramiklerinin yorgunluk ve kırılma özelliklerini incelemiştir. Zirkonyum kron alt yapılar ikiye ayrılmıştır, birinci grup IPS e.max ZirPress, ikinci grup IPS e.max Ceram ile kaplanmıştır. Kron şeklindeki örneklere suyun içinde 1 Hz hızında, 20 ve 200 N arasında 50.000 kere döngüsel kuvvet uygulanmıştır. Ardından, kırılma olana kadar 1 mm/dk hız ile dinamik kuvvet uygulanmıştır. Sonuçta presleme grubu kırılma değerleri (2135.6 ± 330.1 N) ile sinterleme grubu kırılma değerleri arasında (2189.9 ± 317.6 N) anlamlı farklılık bulunmamıştır. Presleme yöntemiyle hazırlanan seramiğin sinterleme yöntemine göre bir çok avantajı olmasına rağmen sonuçta anlamlı farklılık çıkmamasını her ikisinin de zirkonyum gibi dayanıklılığı yüksek bir materyal ile desteklenmesine bağlamışlardır. Ayrıca kırılmalarının ana olarak koheziv kırılma olduğu belirtilmiştir. (261)

İki tabakalı restorasyonlarda ara yüzey mekanik performansta çok önemli rol oynar. Alt yapı yüksek cam içeriğine sahip olduğu zaman ara yüzdeki rezidüel porözitelerin azalmasına bağlı olarak ara yüzün dayanımının arttığı belirtilmiştir. (46) Ara yüz dayanımı, gerilim yüzeyindeki bükülme streslerinden yüksek olduğu zaman, homojen bir materyalmiş gibi ara yüzü geçen boylu boyunca keskin bir kırık hattı oluşur. Buna karşın, bükülme stresleri arayüz dayanımından daha yüksek olursa, çatlak yön değiştirerek ara yüz boyunca ilerleyerek üst yapının alt yapıdan delaminasyonuna neden olur. Kaynaklarda Y-TZP ile silikat içerikli üst yapı porseleni arasında zayıf bir kimyasal bağlanma olduğu için ara yüzde çatlak ilerlemesinin kolay olduğu belirtilmiştir. (82)

İki tabakalı seramiklerin kırılma şekillerinin incelendiği Hertzian kontakt testi sonuçlarına göre çatlakın başlamasından kırılma tamamlanana kadar olan süreçte alt yapının derin öneme sahip olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte, ara yüzde kuvvetli bir bağlanma ve alt yapı-üst yapı arasında elastik-plastik uyumsuzluk az olduğu zaman çatlak başlangıcı en üst yüzeyden başlamaktadır; (134) buna karşın alt ve üst yapının elastiklik modülü ve kırılma dayanıklılığı arasında büyük bir uyumsuzluk olduğu zaman çatlak başlangıcı ara yüzden olmaktadır. (281) Ayrıca, alt yapı / üst yapı kalınlık oranı çatlak başlangıç bölgesini etkileyen ana faktör gibi gözükmektedir.(257,271) Alt yapı / üst yapı oranı arttığı zaman çatlak başlangıç bölgesi üst yapıdan alt yapıya doğru kaydığı ama alt yapı elastiklik modülü artışının çatlak başlangıç bölgesini değiştirmediği belirtilmiştir. (271)

Çalışmamızda, Huesh ve Kelly' nin geliştirdiği formül kullanılarak core tabakasının alt yüzeyi, her iki tabakanın ara yüzeyi ve veneer porseleninin üst yüzeyindeki biaksiyel bükülme dayanımı ayrı ayrı hesaplanmıştır. (117) Veneer tabakasının ara yüzeyindeki biaksiyel bükülme dayanımı değeri; core tabakasının ara

yüzeyindeki, alt ve üst yüzeylerdeki bükülme dayanımı değerlerinden daha düşük çıkmıştır. Ancak güçlendirilmiş cam seramik alt yapı gruplarında; üst yapının ve alt yapının ara yüzeye bakan yüzlerin biaksiyel bükülme değerleri arasında ortalama 10 MPa fark olmasına karşın, zirkonyum alt yapı gruplarında bu fark 320 MPa'a kadar çıkmaktadır. Bu sonuç, zirkonyum destekli restorasyonlarda üst yapı seramiğinde başlayan çatlağın neden alt yapıya geçemeyip ara yüzde ilerdeğinin bir kanıtıdır.

Studart ve ark. , alt yapıların elastik modülü değerlerini Empress 2 için 124,6 GPa, Cercon için 219,8 GPa ve Inceram-Zirconia için 300,7 GPa olarak bildirmişlerdir. Yüksek elastik modülüne sahip alt yapı materyallerinin (Cercon ve Inceram-Zirconia), zayıf veneer materyalindeki stresleri azalttığı, köprünün yük taşıma kapasitesini arttırdığı ve restorasyonun kırılmasını geciktirdiğine değinmişlerdir. Bizim elde ettiğimiz sonuçlara göre de aynı üst yapı seramiği kullanılan gruplarda, zirkonyum alt yapı örneklerde seramiğin üst yüzeye ve arayüze bakan yüzündeki dayanım değerleri, güçlendirilmiş cam seramik alt yapı örneklerde ki üst yapı seramiğinin dayanım değerlerine göre ortalama beş kat daha fazladır. (242)

Al-Dohanve ark., farklı seramik çekirdek materyalleri üzerine uygulanan, farklı üst yapı poselenlerinin, çekirdeğe bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; IPS Empress II ile Eris (IE), Procera AllCeram ile AllCeram (PA), Procera AllZircon ile CZR (PZ) ve DC-Zircon ile Vita D (DC) deney gruplarını metal-seramik kontrol grubu ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. Örnekler universal test cihazında bağlanma dayanımı testi (Shear bond strength) uygulanmıştır. Test edilen gruplar arasında ve metal-seramik kontrol grubu ile karşılaştırılmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Mikroskopik incelemede ise üst yapının tamamen ayrılması ya

da bağlantı bölgesinde adeziv bir başarısızlık gözlenmemiştir. Başarısızlık esas olarak ara yüze yakın bir noktada çekirdek materyali üzerinde bir parçası kalacak şekilde üst yapı porseleninde gerçekleşmiştir. (14)

Yüzey özellikleri restorasyonun başarısı ve ömrü için oldukça önemlidir, bunlardan biri olan yüzey sertliği bir restoratif materyalin en önemli fiziksel karakteristiği olarak kabul edilmektedir. Materyallerin sertlikleri intraoral etkenlere karşı direnç ile bağlantılıdır. Artmış yüzey sertlik değerleri diğer mekanik güçler ile korelasyon gösterir. (63) Dental materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde mikrosertlik testi de araştırmalarda sıklıkla kullanılır. Vickers mikrosertlik testi en rahat ve güvenilir metotlardan biridir. Taranılan kaynaklarda, dental seramiklerin sertliklerinin karşılaştırıldığı birçok çalışma bulunmasına karşın, farklı yüzey bitirme yöntemleri ile hazırlanmış seramiklerin kimyasal yorgunluk sonucu sertliklerindeki değişimlerin araştırıldığı bir çalışma bulunamamıştır.

Wang ve arkadaşları bükülme testi sonrasında kırılan örneklere mikrosertlik testi uygulamışlardır. (273) Çalışmamızda tüm vickers mikrosertlik ölçümleri bükülme dayanımı testi uyguladığımız, alt ve üst tabakaları birbirinden ayrılmamış örneklerin kırılan parçalarıyla gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda polisajlı grupların vickers mikrosertlik değerlerinde kimyasal yorgunluk sonrasında seramik alt yapıli gruplarda azalma olurken, zirkonyum alt yapıli gruplardan tabakalama üst yapı seramiği altgrubunda artış, press üst yapı seramiği altgrubunda ise azalma olmuştur. Ancak bu farkların hiçbirisi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$) Polisajlı gruplarda değerlerin paralellik göstermemesinin sebebi polisajın her bölgede eşit oranda yapılamamasına bağlı olabilir.

Kukiattrakoon ve ark. alt yapı desteği olmayan, otoglaze yöntemi ile yüzey bitirmesi yapılan üst yapı seramik örneklerinde kimyasal yorgunluk sonrasında florapatit lōsit içerikli (IPS d.Sign) seramiklerin vickers mikrosertlik değerlerinde azalma olurken, florapatit içerikli (IPS e.max Ceram) seramiklerde değişiklik olmadığını belirtmişlerdir. (156) Bu sonuç florapatit içerikli seramikleri kullandığımız çalışmamız ile uyumludur. Polisaj ve otoglaze yöntemlerinin sertlik sonuçlarında paralel sonuç göstermesini, iki yöntemde de seramik yüzeyine ayrı bir malzeme eklenmeden yüzey bitirmesi yapılmış olmamasına bağlamaktayız.

Schuh ve arkadaşları lōsit içerikli iki çeşit düşük ısı porselenini 1. grupta glazür, 2. grupta polisaj uygulanarak vickers mikrosertlik testi yapmışlardır. 200 gr yükü 30sn boyunca uygulamışlardır. Her iki seramikte de polisajlı grupta 571-557 HVN değeri, glazürlü grupta 562-545 HVN değerine düşmüştür. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Her iki grubun sertlik değerlerinin de diş minesine göre (338 HVN) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir. (222)

Esquivel-Upshaw ve ark. farklı pH ve sürelerde bekletilen glazürlü ve glazürsüz seramik veneer örneklerin her ikisinden de iyon salınımı olduğunu yüzeylerin zamanla korozyona uğradığını belirtmiştir. (123) alışmamızda kimyasal yorgunluk sonrasında glazürlü örneklerin sertlik değerlerinde artışın sebebinin, korozyon sürecinde glazürün yüzeyden kalkması sebebiyle seramik yüzeyinin ortaya çıkması olduğunu düşünülebilir. Ancak bu artış seramik alt yapıli gruplarda anlamsızken, zirkonyum alt yapıli gruplarda anlamlı çıkmıştır. Bunun sebebinin; glazürün yüzeyden kalkmasıyla açığa çıkan seramik yüzeyinde, destekleyici etkisi seramiğe göre çok daha yüksek olan zirkonyum alt yapının seramik üst yapının sertliğini arttırıcı etki göstermesi olabilir. Bir başka deyişle; kimyasal yorgunluk

öncesinde glazürlü alt gruplarda, zirkonyum alt yapıli örnekler ile seramik alt yapıli örneklerin sertlik değerleri birbirine yakın iken, kimyasal yorgunluk sonrasında zirkonyum alt yapıli örneklerin sertlik değerlerinin istatistiksel olarak daha yüksek çıkmasının sebebinin; kimyasal yorgunluk öncesinde üst yüzeyde bulunan glazür tabakasının şok absorbe edici görevi görerek, alt yapının sertliği arttırma etkisini engellemesi olduğunu düşünmekteyiz.

Seramik örneklerin hazırlanması sırasında her örneğin birbiriyle birebir aynı özellikte olması ve özellikle yığma seramiği uygulaması sırasında oluşan porözitelerden dolayı tam bir standartizasyonun sağlanması olası değildir. Ayrıca mekanik testlerin uygulanması sırasında örnekler hasar gördüğü için kimyasal yorgunluğun yarattığı değişikliklerin aynı örnekler üzerinde değerlendirilebilmesi olanaksızdır. Bu sebeple çalışmamızda hazırladığımız örneklere mekanik test uygulamadan önce hasarsız bir gözlem yöntemi olan ultrasonik test uygulanmıştır. Böylece, kimyasal yorgunluk öncesinde ve sonrasında aynı örnekteki seramik iç yapı özelliklerinin karşılaştırılmasına olanak sağlayarak elde edilen deney sonuçlarının güvenilirliğinin artması amaçlanmıştır.

Ancak hazırladığımız örneklerin ince olması sebebiyle enine dalgalar üreten problar kullanarak, üst yapı seramiğinin doğal yapısında bulunan çatlakların ve bunların kimyasal yorgunluk sonrasında artıp artmadığını incelememiz mümkün olmamıştır. Ancak boyuna dalgalar üreten prob ile çatlak ilerlemesi sonucu ara yüzde delaminasyon olup olmadığı incelenmiştir. Sonuçta; kimyasal yorgunluk öncesinde seramik alt yapıli örneklerin hiçbirisinde alt yapı ve üst yapı malzemesi arasında boşluk (yapışmama) olmadığı için iki tabakanın bütün gibi davrandığı, iki yüzeyden de gönderilen boyuna ses dalgalarının arka duvardan geri yansıdığı ve kimyasal yorgunluk sonrasında bu durumda bir değişiklik olmadığı görülmüştür.

Zirkonyum alt yapılı örneklerde ise kimyasal yorgunluk öncesinde seramik ile zirkonyum arasında kimyasal bir bağlantı olmaması sebebiyle iki tabaka arasında hava boşluğu olduğu, ses dalgasının ara yüzeyden proba geri yansıdığı görülmüştür. Kimyasal yorgunluk sonrasında da yine ses dalgasının aynı kalınlık seviyesinden geri döndüğü belirlenmiştir. Ses dalgasının ortalama 1,15 mm kalınlığından geri yansımaları ise yapışmamanın zirkonyum ile zirliner arasından ziyade zirliner seramik arasından olduğu tarzında yorumlanabilir. Yaptığımız ultrasonik test sonucunda kimyasal yorgunluğun ara yüzeyde delaminasyona sebep olmadığı sonucu olasıdır. Bu veri bükülme dayanımı sonuçlarımızı desteklemektedir. Üst yapı içerisinde gözlemleyemediğimiz çatlaklarda artış olsa bile alt yapı ile üst yapı arasında herhangi bir ayrılmaya sebep olmadığı için bükülme dayanımında bir değişiklik söz konusu olmamıştır.

Ultrasonik dalgaların örnek içindeki hızları malzemenin yoğunluğuna ve elastite modülüne bağlıdır. Bu dalgaların hızları frekansa ve malzemenin boyutuna bağlı değildir. Çalışmamızda tüm örneklerde kimyasal yorgunluk sonrasında ses hızında ortalama 200 m/sn'lik bir azalma olmuştur. Bu azalmanın sebebi olarak, kimyasal yorgunluğun üst yapı seramiği içerisinde mikroçatlamlar olması olasıdır. Aynı zamanda ses hızının azalması bir malzemenin elastiklik modülünün azalmasının, sertlik ve dayanım gibi bütün mekanik özelliklerinin zayıflamasının da bir işareti olarak değerlendirilir. (53)

Ancak uyguladığımız biaksiyel bükülme dayanımı testi sonucu kimyasal yorgunluk sonrasında bükülme dayanımı değerlerinde anlamlı bir değişiklik olmadığını gözlemiştik. Böylece bu testle de kimyasal yorgunluk sırasında üst yapı seramiğinde oluşan mikroçatlaklarda artış olsa bile, alt yapının desteklemesi nedeniyle mekanik olarak etkilenme söz konusu değildir.

Chang ve ark., ultrasonik test yöntemi ile alimünöz seramiklerin poisson oranlarını ve elastiklik modülü değerlerini araştırmışlardır. Araştırmanın sonucunda ise, ultrasonik ses hızının pörozitenin artmasıyla orantılı olarak azaldığını ve bu değerlerinde pörozite ile bağlı olarak değiştiğini belirtmişlerdir. (53)

Biaksiyel bükülme dayanımının hesaplanabilmesi için örneklerin kırıldığı Newton değerlerinin yanısıra malzemenin poisson oranı ve elastiklik modülü değerleri gereklidir. Ancak her malzemenin poisson oranı belli değildir. Poisson oranı bütün maddelerde 0 ile 0.5 arası bir değerdedir. (6) Bir çok çalışmada, kullanılan malzemenin bilinmemesi sebebiyle poisson oranı için bu değerlerin ortalaması olan 0.25 kullanılmaktadır. (160, 264) Ultrasonik ses hızından elde ettiğimiz poisson değerleri e.max ZirCAD için 0.3, e.max CAD ve e.max Press için 0.28 çıkmıştır. Biz çalışmamızda, biaksiyel bükülme dayanımının hesaplanmasında kullandığımız formülde poisson oranı değerlerini, her bir malzemenin içindeki akustik ses hızından hesaplayarak elde ederek kullandık.

Porselenlerin klinik davranışını tahmin etmek için bu çalışmanın sonuçlarını kullanılırken dikkat edilmelidir. Çünkü ağız ortamı ile test için kullanılan depolama ortamı arasında bazı önemli farklılıklar vardır. Bu çalışma çözeltisi sabit bir pH değerine sahip iken tüketilen yiyecekler ve dental plak sebebiyle oral pH' ın sık sık değişikliklere maruz kaldığı bilinmektedir ve ağız içi ortamının kimyasal tamponlama mekanizmaları sayesinde farklı pH değerlerine kısa süreli değişiklikler söz konusudur. Bu açıdan bakıldığında bu çalışmada ölçülen salınım değerlerine ağızda daha uzun sürede ulaşılabilir. pH değerlerinin seramiklerin kimyasal aşınma sürecinde ayırt edici bir etkisi olup olmadığının saptanması ve hızlandırılmış yaşlanma işleminin değerlendirilmesi amacıyla çalışmamız ISO'nun belirlediği standarta göre işlemin aralıksız 18 saat sürdürülmesini gerektirmiştir.

Bu sebeple seramiklerle ilgili bu tür sorulara cevap bulunabilmesi ve sonuçların karşılaştırılması için konu ile ilgili yeni çalışmalar yapılması gerekmektedir.

Mair LH ve ark. ağız ortamının pH 2 ile 9 arasında değişen sıvılar, 5 °C - 55 arasında değişen ısı döngüleri, 4340 N ve üzeri yüklere ayrıca gıdalar, profesyonel temizleme ve diş fırçalama sebebiyle oluşan abrazyon gibi zorlu koşulları bünyesinde barındırdığını belirtmişlerdir. (165) Ağız boşluğunda bulunan döngüsel stresler, sıcaklık değişiklikleri, tükürüğün çalkalayıcı etkisi, fırçalamanın aşındırıcı etkisi, biofilm varlığı gibi diğer etkenlere bu çalışmada değinilmemiştir. Ayrıca belirtmek gerekir ki bu çalışmanın sonuçları, sabit protez bağlayıcılarında olduğu gibi, kırılmayı başlatan çatlakların tükürükle direk ilişkide olduğu durumlarda geçerlidir. İnlay, onley ve laminate veneerlar gibi restorasyonlarda ise bu sonuçlar tamamen geçerli değildir, çünkü klinik çalışmalar göstermiştir ki bu tip restorasyonlarda kırıklar genellikle simantasyon yüzeyindeki defektlerden başlamaktadır. (256) Dolayısıyla bu tip restorasyonlarda çevresel etmenler genellikle yapıştırıcı simanla kontakta olan porselen yüzeyinden etki yapma olasılığı vardır.

Ayrıca belirtmemiz gerekir ki, bu çalışmada sadece bir alt yapı/üst yapı kalınlık oranı test edilmiştir. Bazı klinik koşullarda alt yapı kalınlığının azalması gerekir ve her bir alt yapı materyali için bu durumun yarattığı olası yan etkiler araştırılmamıştır. Ek olarak, hangi kritik alt yapı/üst yapı kalınlık oranının altına inildiğinde dayanıklılığın önemli derece düştüğünün ve kimyasal yorgunluğun alt yapı seramiği üzerinde etkilerinin başladığının araştırılması gerekmektedir. (219)

BÖLÜM V

SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmada elde edilen verilerin değerlendirilmesi ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılabilir:

1) Tartıştığımız konular önerilmiş olan bir alt yapı seramiği ile önerilmiş olan üst yapı seramiği için geçerlidir. Bu önerilmiş olan kalınlıklarda kimyasal yorgunluk işlemi seramiklerin bükülme dayanımını etkilememiştir.

2) Polisajlı gruplar ile glazürlü grupların kimyasal yorgunluğa gösterdikleri direnç arasında farklılık görülmemiştir çünkü önerilmiş olan kalınlıklar malzemenin bireysel olarak davranış potansiyelini etkilemeyecek boyutlardadır.

3) Kimyasal yorgunluk seramik yüzeyinde bozulmalara sebep olsa da bu bozulma ara tabakaya kadar ulaşmamakta ve seramik güçlü bir alt yapı ile desteklendiği için bükülme dayanımında farklılığa sebep olmamaktadır. Üst yapıdaki değişikliklerin ara tabakaya ulaşmadığı ultrasonik test sonuçları ile de desteklenmektedir.

4) Glazür uygulaması seramik alt yapı üzerine tabakalama seramiği uygulanmış gruplarda ve zirkonyum alt yapı üzerine döküm seramiği uygulanmış grupta bükülme dayanımı arttırırken, zirkonyum alt yapı üzerine tabakalama seramiği uygulanan grupta ise anlamlı bir farklılığa sebep olmamıştır.

5) Cad-cam ile hazırlanan seramik alt yapı örnekler ile döküm yöntemiyle hazırlanan seramik alt yapı örneklerin bükülme dayanımı değerleri arasında anlamlı farklılık çıkmamıştır.

6) Döküm yöntemiyle üst yapı seramiği hazırlanan zirkonyum alt yapı örneklerin bükülme dayanımı değerleri tabakalama yöntemiyle üst yapı seramiği hazırlanan zirkonyum alt yapı örneklerine göre daha yüksektir.

7) Tüm grup örneklerde gerilimlerin en çok en alt tabakada biriktiğini görülmüştür. En alt tabakadaki bu değerler, dayanımı daha yüksek bir materyal olduğu için zirkonyum alt yapı örneklerde çok daha fazladır. Bu tabakada gerilimlerin aşırı derecede birikmesi siman tabakasına fazla kuvvet iletildiğini ve bu durumun da siman tabakasında bazı sorunlar oluşturabileceği ihtimalini gündeme getirmektedir.

8) Ultrasonik test sonuçlarına göre; üst yapı seramiğinde malzemenin ara yüz bölgesine kadar ulaşabilecek bir defekt formasyonu söz konusu değildir ve kimyasal yorgunluk sonrasında da üst yapı seramiğinde büyük oranda bozulmaya neden olmamaktadır.

9) Ultrasonik test sonuçlarına göre; seramik yapılar kendi içinde aynı tür malzeme karakteri sergiledikleri için alt tabakada güçlendirilmiş cam seramik kullanıldığı zaman iki tabaka arasında kimyasal bağlanma gerçekleştiği için ara bölgenin her yerinde adezyon gerçekleşirken, zirkonyum alt yapı gruplarında ara tabakaya bağlayıcı kullanılmasına rağmen iki tabaka arasında büyük olasılıkla adezyon sorunu gözlenebilir. Ayrıca kimyasal yorgunluk ara tabakada defekt oluşumuna veya artışına sebep olmamaktadır.

10) Ultrasonik test sonuçlarına göre; hem seramik hem de zirkonyum alt yapı gruplarında kimyasal yorgunluk sonrasında ses hızının azalmış olması; elastiklik modülünün, sertlik ve mukavemet değerlerinin azalması olarak değerlendirilebilir. Ancak üst yapı seramiğinde oluşan bu değişiklik, alt yapı ile iyi bir şekilde desteklenmesi sebebiyle önemli bir sorun teşkil etmemektedir.

11) Glazür, seramiklerin sertlik değerini düşürmektedir. Ancak kimyasal yorgunluk sonrasında glazürlü örneklerin sertliklerinin polisajlı örneklerle yaklaşması, asit korozyon işleminin glazür tabakasını kısmen veya tamamen kaldırdığını düşündürmektedir.

12) Bizim araştırmamızda olduğu gibi, her ne kadar bir çok araştırmacı glazürün, polisaja göre avantajlı olduğunu söylese de bu durum glazür tabakası korunduğu sürece geçerlidir, bu tabakanın zamanla ortadan kalkmasıyla beraber polisajlı yüzey davranışı sergiler. Dolayısıyla uzun vadede glazür katmanının avantajları tartışmalıdır.

ÖZET

Kimyasal Yöntemle Yaşlandırılmış Tüm Seramik Örneklerin Fizikokimyasal Analizler İle İncelenmesi

Çalışmamızın amacı; kimyasal yorgunluğun, iki tabakalı tüm seramik restorasyonların mekanik direncine olan etkisini araştırmaktır. Üç farklı alt yapı materyaline (IPS e.max Press, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD) , bunlarla uyumlu olan iki farklı üst yapı seramiği uygulanmıştır (IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress). Her grup örnek farklı yüzey bitirme teknikleri uygulanarak (glazür ve polisaj) ikişer alt gruba ayrılmıştır. (n=20) 12,5 cm çapında iki tabakalı örnekler hazırlanmıştır. Her alt gruptaki örneklerin yarısına (n=10) kimyasal yorgunluk işlemi uygulanırken, diğer yarısına uygulanmamıştır. Ardından tüm örnekler universal test makinesinde (Autograf, Shimadzu, Japan) ISO standartına uygun olarak (ISO 6872:2008) 0,5 mm/dak hız ile üç top üzerinde piston biaksiyel bükülme dayanımı testi ve ayrıca kırılmış örnekler vickers mikrosertlik testi (Shimadzu, Japan) uygulanmıştır. Ayrıca kimyasal yorgunluk öncesinde ve sonrasındaki ultrasonik test cihazında örnekler test edilerek ses hızındaki değişiklikler ve alt-üst tabakalar arasındaki değişiklikler kaydedilmiştir. Elde edilen bükülme dayanımı ve vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel analizleri (ANOVA, Tukey, $p<0.05$) yapıldı. Kimyasal yorgunluk işlemi uygulanan gruplar ile uygulanmayan gruplar arasında bükülme dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Üst yapısı IPS e-max ZirPress ile hazırlanan grubun bükülme dayanımı IPS e.max Ceram' a göre daha yüksek çıkmıştır. IPS e-max Press ve IPS e-max CAD'in bükülme dayanımının benzer olduğu görülmüştür. Tabakalama yöntemi ile hazırlanan zirkonyum alt yapı örnekler dışındaki grupların hepsinde, glazürlü olan gruplarda bükülme dayanımı değerleri polisajlı gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Sertlik değerlerinde ise kimyasal yorgunluk sonrasında glazürlü gruplarda artış olmuştur. Ultrasonik test sonucuna göre kimyasal yorgunluk sonrasında ara tabakada delaminasyon olmadığı ancak örneklerin kimyasal yorgunluk sonrasında ses hızlarında düşme olduğu görülmüştür.

ABSTRACT

Physicochemical Analyses Of Chemically Aged All Ceramic Specimens

The aim of this study is to investigate the effect of chemical aging to the mechanical strength of bilayered dental ceramics. Three core materials (IPS e.max Press, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD) and two corresponding veneering porcelains (IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress) were selected for this study. Each group contained two subgroups based on the veneer surface finishing procedure; glaze and polishing. (n=20) Half of the each subgroups were not subjected to corrosion (chemical aging) while the other half of subgroups were subjected to corrosion test. The biaxial flexural strength (piston on three ball) and vickers microhardness values were compared for each subgroup (n = 10) according to ISO standard 6872:2008. Before and after chemical corrosion samples tested with ultrasound. The data of flexural strength and vickers microhardness were statistically analyzed with ANOVA and Tukey's post hoc multiple comparison test ($p \leq 0.05$). For each tested groups, there was not a significant difference between the corroded and non-corroded sample's biaxial flexural strengths. IPS e.max ZirPress veneer ceramics recorded significant higher flexural strength than IPS e.max Ceram that used on IPS e.max ZirCad core material. IPS e.max Press and IPS e-max CAD recorded similar flexural strength. Glazed surface finishing recorded higher flexural strength than polishing except IPS e-max Ceram veneer ceramic that used on IPS e.max ZirCAD core material. Vickers microhardness strengths decreased in glazed subgroups after chemical corrosion. According to ultrasonic test results, in any groups haven't seen delamination between core and veneer interface after chemical corrosion but ultrasonic velocities decreased after chemical corrosion in all groups.

KAYNAKLAR

1. Aboushelib M. N., De Jager N., Pallav P., Feilzer A. J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations, Dent Mater, 21: 984- 991
2. Aboushelib M. N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations. Part 2: Zirconia veneering ceramics, Dent Mater, 22: 857- 863
3. Aboushelib M. N., De Jager N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. (2007). Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems, Dent Mater, 23:952–9
4. Aboushelib M. N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. (2008). Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics., J Prosthodont, 17 (5): 401-8.
5. Aboushelib M. N., Kleverlaan C. J., Feilzer A. J. (2008). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3:Double veneer technique, J Prosthodont , 17: 9-13
6. Adıgüzel Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi, Dicle Dişhekimliği Dergisi, Cilt / Volume 11 ·Sayı / Number 1, 18-23

7. Addison O., Marquis P. M., Fleming G. J. (2007). Resin elasticity and the strengthening of all-ceramic restorations, *J Dent Res*, 86(6):519-23
8. Addison O., Marquis P. M., Fleming G. J. (2008). Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic, *J Dent Res*, 87(6):542-7
9. Ahmad R., Morgano S. M., Benjamin M., Russell A. Giordano (2005). An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics, *J Prosthet Dent*, 94:421-9
10. Aksoy G. (2003). Dental seramiklerde glazür katmanının önemi, *Ege Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24:2; 103-111
11. Aksoy G., Polat H., Polat M., Coskun G. (2006). Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces, *Colloids Surf B Biointerfaces*, 53:(2), 254-259
12. Albakry M., Guazzato M., Swain M. V. (2003). Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials, *J Dent*, 31: 181-8
13. Albakry M., Guazzato M., Swain M. V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 89(4): 374-80

14. Al-Dohan H. M., Yaman P., Dennison J. B., Razzoog M., Lang B. R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics, *J Prosthet Dent*, 91: 349- 355
15. Al-Hiyasat A. S., Saunders W. P., Sharkey S. W., Smith G. M., Gilmour W. H. (1997). The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear, *Int J Prosthodont*, 10:269-82
16. Al-Makramani B. M., Razak A. A., Abu-Hassan M. I. (2010). Biaxial flexural strength of Turkom-Cera core compared to two other all-ceramic systems, *J Appl Oral Sci*, 18(6):607-12
17. Al-Wahadni A., Martin D. M. (1998). Glazing and finishing dental porcelain: A literature review, *JCDA*, 64:580-583
18. Al-Wahadni A. M., Martin D. M. (1999). An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material, *J. Oral Rehabil*, 26: 538–46
19. Ancowitz S., Torres T., Rostami H. (1998). Texturing and polishing: The final attempt at value control, *Dental Clinics of North America*, 42 (4), 607- 612

20. Andersson M., Oden A. (1993). A new all ceramic crown. A dense sintered high purity alumina coping with porcelain, *Acta Odont Scand*, 51:59-64
21. Anusavice K. J. (1992). Degradability of dental ceramics, *Adv Dent Res*, 6: 82-89
22. Anusavice K. J., Shen C., Vermost B., Chow B. (1992). Strengthening of porcelain by ion-exchange subsequent to thermal tempering. *Dent Mater*, 8: 149-152
23. Anusavice K. J. Recent developments in restorative dental ceramics. (1993). *J. Am. Dent. Assoc*, 124:72-84
24. Anusavice K. J. (1996). *Phillips Science of dental materials*. 10th Edition, WB Saunders Co, Philadelphia
25. Anusavice K. J., Zhang N. Z. (1998). Chemical durability of Dicor and fluorocanite-based glass-ceramics, *J Dent Res*, 77:1553-9
26. Anusavice K. J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*. St. Louis: Saunders, Chapter 13-21
27. Ardlin B. I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low- temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 18(2): 590-595

28. Asai T., Kazama R. , Fukushima M., Okiji T. (2010) Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental Materials Journal*; 29(6): 661–667
29. ASTM, C1161-94. (1996). Standard test method for flexural strength of advanced ceramics at ambient temperature, pp. 226-32
30. Bagby M., Marshall S. J., Marshall G. W. (1990). Metal ceramic compatibility: a review of the literature, *J. Prosthet. Dent*, 63: 21-25
31. Ban S, Anusavice K. J. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials, *J Dent Res*, 69: 1791-9
32. Barber FE, Lees S, Lobene RR. (1969). Ultrasonic pulse-echo measurements in teeth. *Archs oral Biol*, 14:745-60
33. Baudin C., Gurauskis J., Sanchez-Herencia A. J., Orera V. M. (2009). Indentation damage and residual in alumina-Y₂O₃-stabilized zirconia composites. *J Am Ceram Soc*, 92:152–60
34. Beilby G. (1992). *Aggregation and Flow of Solids* Macmillan, New York

35. Bessing C., Wiktorsson (1983). A comparison of two different methods of polishing porcelain, *Scand. J. Dent. Res.*, 91: 482–7
36. Bhamra G., Palin W. M., Fleming G. J. (2002). The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material, *J Dent*, 30(4): 153-60
37. Bollen C. M. L., Lambrechts P., Quirynen M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature, *Dent. Mater.*, 13: 258–69
38. Bona A. D., Anusavice K. J., DeHoff P. H. (2003). Weibull Analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structure, *Dent Mater*, 19:662–9
39. Bonfante E. A., Coelho P. G., Guess P. C., Thompson V. P., Silva N. R. F. A. (2010). Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP, *J Dent*, 38:318-24
40. *Márcia Borba ,Maico D.De Araújo Eric De Lima , Humberto N.Yoshimura ,Paulo F.Cesar , Jason A.Griggs ,Álvaro Della Bona, (2011) Dental Materials 27:1259-1262,*

41. Borgonovo A. E., Censi R., Vavassori V., Dolci M., Calvo-Guirado J. L., Delgado Ruiz R. A., Maiorana C. (2013). Evaluation of the success criteria for zirconia dental implants: a four-year clinical and radiological study, *Int J Dent*.
42. Brewer J. D., Garlapo D. A., Chipps E. A., Tedesco L. A. (1990). Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces, *J. Prosthet. Dent.*, 64(6):631-4.
43. Brodbeck U. (2003) The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment, *J Esthet Restor Dent.* ;15(1):10-23
44. Cain J.B., Francis D.W., Venter R.D., Neumann A.W. (1983). *J Colloid Interface Sci*, 94-123
45. Cahn R. W., Haasen P., Kramer E. J. (1992). Materials science and technology, medical and dental materials, VCH New York ABD, 14:431-440
46. Carrier D. D., Kelly J. R. (1995). In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass, *J Prosthodont*, 4:237-42
47. Castellani D., Baccetti T., Giovannoni A., Bernardini D. U. (1994). Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns, *Int J Prosthodont*, 7:149-54

48. Cattell M. J., Clarke R. L., Lynch E. J. R. (1997). The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics Part II, *J. Dent*, 25: 409-414
49. Cazzato A., Faber K. T. (1997). Fracture energy of glass–alumina interfaces via the bimaterial bend test, *J Am Ceram*, 80:181–8
50. Cesar P. F., Soki F. N., Yoshimura H. N., Gonzaga C. C., Styopkin V. (2008). Influence of leucite content on slow crack growth of dental porcelains, *Dent Mater*, 24: 1114-1122
51. Chai J., Takahashi Y., Sulaiman F., Chong K., Lautenschlager E. (2000). Propability of fracture of all-ceramic crowns, *Int. J. Prosthodont.*, 13: 420-424
52. Chai J., Chu F. C. S., Chow T. W., Liang B. M. H. (2007). Chemical Solubility and Flexural Strength of Zirconia-Based Ceramics. *Int J Prosthodont*, 20:587-595
53. Chang L.S., Chuang T.H., Wei W.J. (2000). Characterization of alumina ceramics by ultrasonic testing. *Materials Characterization*, 45:221–226
54. Charles R. J. (1958). Static fatigue of glass. *J Appl Phys*, 29:1549-53
55. Chen H.Y., Hickel R., Setcos J.C., Kunzelmann KH., (1999) Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 82(4):468-75.

56. Chen Y. M., Smales R. J., Yip K. H., Sung W. J. (2008). Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials, *Dent Mater*, 24(11):1506-11
57. Chevalier J., Gales B., Drouin J. M. (1999). Low temperature aging of Y- TZP ceramics, *J Am Ceram Soc*, 82: 2150- 2154
58. Chevalier J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials*, 27: 535- 543.
59. Choi B., Han J., Yang J., Lee J., Kim S. (2009). Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores, *J Adv Prosthodont*, 1:129-35
60. Chong K. H., Chai J., Takahashi Y., Wozniak W. (2002). Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials, *Int J Prosthodont.*, 15(2):183- 188
61. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23: 45- 61
62. Chu F. C. S., Frankel N., Smales R. J. (2000). Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished and reglazed in-ceram/vitadur alpha porcelain laminates, *Int. J. Prosthodont.*, 13: 66–71

63. Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res* 1990; 69: 852-4.
64. Claus H., Rauter H. (1989). The Structure and Microstructure of Dental Porcelain in Relationship to the Firing Conditions. *Int J Prosthodont.*, 2:376-84.
65. Cook R. F., Lawn B. R., Dabbs T. P., Chantikul P. (1981). Effect of machining damage on the strength of a glass- ceramic, *J Am Ceram Soc*, 64: 121-122
66. Combe EC: (1986) *Notes on Dental Materials* 5.ed., Bain and Bain Limited, Glaskow, 242-245
67. Craig R. G. (1998). *Restorative dental materials* , Eight Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis
68. Craig R. G., Powers J. M. (2002). *Restorative Dental Materials*. 11th Edition. Missouri: Mosby Company
69. Curtis A. R., Wright A. J., Fleming G. J. (2005). The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic, *J Dent* 2005, 34(5):317–25

70. Çalışkan Yanıkoğlu F, Ozturk F, Hayran O, Analoui M, Stookey GK; (2000) Detection of natural white spot lesions by an ultrasonic system. *Caries Res*, 34:225-32
71. Decool M. J. (1972). Ceramics and periodontal tissue, *Rev Stomatodont Nord France*, 27:221
72. De Jager N., Pallav P., Feilzer A. J. (2005). The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns, *Dent Mater*, 21: 242–51
73. De Jager N., De Kler M., Zel J. M. (2006). The influence of different core material on the FEA- determined stress distribution in dental crowns, *Dent Mater*, 22: 234- 242.
74. Denry I., Kelly J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications, *Dent Mater*, 24(3): 299-307
75. De Rijk W. G., Jennings K. A., Menis D. L. (1985). A comparison of chemical durability test solutions for dental porcelains. In: Sauer BW, editor. *Biomechanical engineering-recent developments*, Proc Biomedical Engineering Conf, New York: Pergamon, 152-5
76. Dröge G. G. (1972). The porcelain press technique, *J Prosthet Dent.*, 28:209-14.

77. Dong J. K., Luthy H., Wohlwend A., Schärer P. (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.*, 5:9-16
78. Durak Kavutçu, A., “Ultrason Dalgaların Fare Böbrek Dokusuna Etkisi”, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 4-32 (2006).
79. DüNDAR M. (2003). Cam Seramik Materyallerden Element Salınımının in Vitro ve in Vivo Olarak Araştırılması, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir
80. DüNDAR M., ÖZCAN M., GÖKÇE B., ÇÖMLEKOĞLU E., LEITE F., VALANDRO L. F. (2007). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics, *Dental Materials*, 23: 630–636
81. EKİNCİ, Ş., YILDIRIM A., SARIÇAM, S. (2004). Ultrasonik Test Seviyesi I, Türkiye Atom Enerji Kurumu Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi, İstanbul, 22-79, 134-139.
82. EREİFEJ N., RODRIGUES F. P., SILIKAS N., WATTS D. C. (2011). Experimental FEshear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics, *Dent Mater*, 27(6):590–7

83. Ernsberger F. M. (1980). The role of molecular water in the diffusive transport of protons in glasses, *Physics Chem Glasses*, 21:146-9
84. Fairhurst C. W., Lockwood P. E., Ringle R. D., Twiggs S. W. (1993). Dynamic fatigue of feldspathic porcelain, *Dent Mater*, 9:269–273
85. Featherstone J. D. (1996). Modeling the caries-inhibitory effects of dental materials. *Dent Mater*, 12:194–7
86. Ferracane J. L. (2001). *Materials in dentistry principles and applications*, Lippincott Williams and Wilkins, London
87. Ferro K. J., Myers M. L., Graser G. N. (1994). Fracture strength of full-contoured ceramic crowns and porcelain-veneered crowns of ceramic copings, *J Prosthet Dent*, 71:462-67
88. Ferrari M., Bertelli E., Finger W.A. (1993). A five-year report on a enamel dentinal bonding agent and microfilled resin system, *Quint Int*, 24:7-35
89. Frankenberger R., Kramer N., Sindel J. (2000). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restoration, *Oper. Dent.*, 25: 209–219

90. Frederick C. S., Frankel N., Smales R. J. (2000). Surface roughness and flexural strength of selfglazed, polished and reglazed in ceram/vitadur alpha porcelain laminates, *Int J Prosthodont*, 13 : 66-71
91. Fuzzi M., Zaccheroni Z., Vallania G. (1996). Scanning electro microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain, *Int. J. Prosthodont.*, 9: 452-8
92. Germer L. H. (1975) In *frontiers in Chemistry*, R.E. Burk., O. Grummitt, Eds., Vol.4, Interscience New York; 168-172
93. Ghorayeb, S.R., Bertocini, C.A., Hinders, M.K. (2008). "Ultrasonography in Dentistry", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 55(6): 1256-1266
94. Giordano R. A., Cima M., Pober R. (1995). Effects of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics, *Int. J. Prosthodont.*, 8: 311-9
95. Giordano R. A., Campbell S., Pober R. (1995). Flexural strength of feldspathic porcelain treated with ion-exchange overglazed and polishing, *Int J Prosthodont*, 8: 311-319
96. Gladwin M., Bagby M. (2000). *Clinical Aspects of Dental Materials*, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, Chapter 13

97. Goldstein G. R., Barnhard B. R., Penugonda B. (1991). Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65 (5); 627- 634
98. Gonzaga C.C., Cesar P.F., Miranda W.G., Yoshimura H.N. (2011). Slow crack growth and reliability of dental ceramics, *dental materials*, 27: 394–406
99. Gorman C. M., McDevitt W. E., Hill R. G. (2000). Comparison of Two Heat-Pressed All-Ceramic Dental Materials. *Dent Mater.*, 16:389-95
100. Guazzato M., Albakry M., Swain M. V., Ironside J. (2002). Mechanical properties of in-ceram alumina and in-ceram zirconia, *Int J Prosthodont*, 15(4): 339-46
101. Guazzato M., Albakry M., Ringer S. P., Swain M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 2. Zirconia- based dental ceramics, *Dent Mater*, 20: 449- 456
102. Guazzato M., Proos K., Sara G., Swain M. V. (2004). Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain- core ceramics, *Int J Prosthodont*, 17: 142- 149.
103. Guess P. C. (2009). Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers, *Eur J Esthet Dent.*, 4:262-76

104. Gupta P. K., Jubb N. J. (1981). Post-indentation slow growth of radial cracks in glasses. *J Am Ceram Soc*, 64:112–4
105. Hayashi M, Tsuchitani Y, Kawamura Y, Miura M, Takeshige F, Ebisu S. (2000) Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays. *Oper Dent*, 25:473–81.
106. Haywood V.B., Heymann H.O., Scurria M.S. (1989). Effects of water, speed, and experimental instrumentation on finishing and polishing porcelain intraorally, *Dent Mater*, 5:185-188
107. Hedrick, W.R., Hykes, D.L., Starchman, D.E., “Ultrasound Physics and Instrumentation”, Mosby-Year Book, America, 2-19, 31-77 (1995).
108. Helvey G. A. (2006). Press-to-zirconia: a case study utilizing cad/cam technology and the wax injection method, *Pract Proced Aesthet Dent.*, 18(9):547-53
109. Hench L. L. (1996). Ceramics, glasses and glass-ceramics. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE, editors. *Biomaterials science. An introduction to materials in medicine*. San Diego, USA: Academic Press, :73-84
110. Heuer A. H., Claussen N., Kriven W. M., Ruhle M. (1982). Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc*, 65(12): 642-50

111. Hobo S. (1982) Distortion of occlusal porcelain during glazing. *J Prosthet Dent*, 47:154-156
112. Hondrum, S.O. (1992) A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*;67:859-64
113. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. (2009). Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont.*;18:645-8
114. Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. (2006). Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dental Mater*; 22: 460- 469
115. Hsueh CH, Thompson GA. (2007). Appraisal Of formulas for stresses in bilayered dental ceramics subjected to biaxial moment loading. *J Dent*;35:600–6
116. C.H. Hsueh, G.A. Thompson, O.M. Jadaan, A.A. Wereszczak , P.F. Becher; (2008). Analyses of layer-thickness effects in bilayered dental ceramics subjected to thermal stresses and ring-on-ring tests; *dental materials* 24: 9–17
117. Hsueh CH, Kelly JR. (2009). Simple Solutions of multilayered discs subjected to biaxial moment loading. *Dent Mater* 25:506–13

118. Hudson J.D., Goldstein G.R., Georges M. (1995) Enamel wear caused by three different restorative materials, *J Prosthet Dent*, 74:647-654
119. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. (2003). The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 90: 465- 473
120. ISO 6872 International Standards for Dental Ceramics, International Organization for Standardization. Geneva, Switzerland, 1995
121. Itthagarun A, Wei SH, Wefel JS. (1999). Morphology of initial lesions of enamel treated with different commercial dentifrices using a pH cycling model: scanning electron microscopy observations. *Int Dent J*. 49:352–60
122. Ivoclar ürün kataloğu: IPS e-max CAD-on 2010
123. J.F. Esquivel-Upshaw, F.Y. Dieng , A.E. Clark, D. Neal , K.J. Anusavice; (2013), Surface Degradation of Dental ceramics as a Function of Environmental pH; *J Dent Res* 92(5):467-471
124. Jacobi R., Shillingburg H. T., Duncanson M. G. (1991). A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *J. Prosthet. Dent.*, 66: 303–9

125. Jakovac M., Zivko-Babic J., Curkovic L., Aurer A. (2006) Measurement of ion elution from dental ceramics. *J European Ceramic Society*, 26 : 1695–1700
126. Jefferies S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, 42: 613–27
127. Jones DW, Sutow EJ De Rijk WG, Jennings KA, Menis DL. (1985). A comparison of chemical durability test solutions for dental porcelains. In: Sauer BW, editor. *Biomechanical engineering-recent developments. Proc Biomedical Engineering Conf*, New York: Pergamon, 152-5
128. Jones DW, Sutow EJ. (1987) Stress corrosion failure of dental porcelain. *Br Ceram Trans J*, 86:40-43
129. Jones DW, Sutow EJ. Drummond JL, Novickas D, Lenke JW. (1991). Physiological aging of an all-ceramic restorative material. *Dent Mater*,7:13-37
130. Jones DW, Sutow EJ., Anusavice KJ. (1992) Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res*,6:82-9
131. Jones DW, Sutow EJ Anusavice KJ, Söderholm K.J, Grossman DG. (1993). Implications of amalgam and ceramic degradation in the oral environment. *MRS Bulletin*,18:64-72

132. Jones DW, Sutow EJ Clarke DE. (1993) Environmental stability of materials-issues and opportunities. *MRS Bull*, 25-8
133. Josephson, B.A., Schulman, A., Dunn, Z.A., Hurwitz, W. (1991). A compressive strength study of complete ceramic crowns-Part II. *J Prosthet Dent*. 65: 388-91
134. Jung Y-G, Wuttiphan S, Peterson IM, Lawn BR. (1999). Damage modes in dental layer structures. *J Dent Res* 78:887–97
135. JUNG, M. (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper. Dent.*, 27: 175–83
136. Junpoom P , Kukiattrakoon B., Hengtrakool C. (2011) Flexural strength of fluorapatite-leucite and fluorapatite porcelains exposed to acidic agents in cyclic immersion; *J Appl Oral Sci.*;19(2):95-9
137. Kappert H. F., Knode H., Schultheiss R. (1991) Festigkeitsverhalten der In-Ceram Keramik bei mehanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel *Dtsch Zahnarztl Z*, 46: 129–131
138. Kawai K., Urano M., Ebisu S. (2000). Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J. Prosthet. Dent.*, 83: 664–7

139. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. (1994). Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 106: 605- 614
140. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. (1989). Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 62:536–41
141. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. (1990). Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 3:430–40.
142. Kelly JR. (1995). Perspectives on strength. *Dent Mater* 11(2): 103-10
143. Kelly, J.R., Nishimura I., Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75:18-32
144. Kelly R.J. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 81 (6): 652-661
145. Kelly JR. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 48(2): 513-30
146. Kern, M., Douglas, W.H., Fechtig, T., Strub, J.R., DeLong, R. (1993). Fracture strength of all-porcelain, resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 21:117-12

147. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. (1993).The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand.* 51(5): 323-31
148. Kittipibul P, Godfrey K. (1995). In vitro shearing force testing of the Australian zirconia- based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 108: 308- 315
149. Ayşe Koçak (2006). Doktora Tezi. Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul
150. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 15: 426-433
151. Kosmac T, Oblac C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 53: 304-313
152. Kreijci, I., Lutz, F., (1990). In vitro-test verfahren zur evaluation dentaler restaurations systeme, 3. Korrelation mit in vivo-Resultaten, Schweizer. *Monatsschrift für Zahnmedizin.*, 100, 1445

153. B. L. Krasnyi, V. P. Tarasovskii, E. V. Rakhmanova, V. V. Bondar; (2004) Chemical Resistance Of Ceramic Materials In Acids And Alkalis Glass and Ceramics Vol. 61, Nos. 9 – 10
154. Ku CW, Park SW, Yang HS. (2002) Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. J Prosthet Dent. 88(2): 170-5
155. Kukiattrakoon B., Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U. (2010). The effect of acidic agents on surface ion leaching and surface characteristics of dental porcelains J Prosthet Dent, 103:148-162
156. Kukiattrakoon B., Junpoom P. , Hengtrakool C. (2009). Vicker's microhardness and energy dispersive x-ray analysis of fluorapatite-leucite and fluorapatite ceramics cyclically immersed in acidic agents Journal of Oral Science, Vol. 51, No. 3, 443-450
157. Lawn BR. (1975) A model for the wear of brittle solids under fixed abrasive conditions. Wear; 33:269-372.
158. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. (2001). Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. J Prosthet Dent 86: 495- 510

159. Lees, S., Barber, F.E. (1968), "Looking into Teeth with Ultrasound", *Science*, 161(3840): 477-478
160. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. (2012). The Effect of Core Material, Veneering Porcelain, and Fabrication Technique on the Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Selected Dental Ceramics. *J Prosthodont* 21: Vol. 5, 353–362
161. López-Mollá MV, Martínez-González MA, Mañes-Ferrer JF, Amigó-Borrás V, Bouazza-Juanes K. (2010). Bond strength evaluation of the veneering-core ceramics bonds. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*;15(6):919-23
162. Lüthy H, Gauckler LJ, (2007). Mechanical and Fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater.* 23:115
163. Magne P, Suck W, Pintado M, DeLong R (1999), Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures, *J Prosthet Dent*, 82(6): 669-679
164. Magne, P. , Belser U. (2002). Bonded Porcelain Restorations in The Anterior Dentition. A Biomimetic Approach. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc., Chapter 7

165. Mair L.H., Stolarski T.A., Vowles R.W., Lloyd C.H. (1996) Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*, 24:141-148
166. Mannenberg F. (1971) Gingival changes following porcelain crown therapy. *Odontol Revy*,22: 155-158
167. Marcelo M. Pinto, Paulo F. Cesar, Vin'icius Rosa, Yoshimura H.N; (2008) Influence of pH on slow crack growth of dental porcelains *Dentalmaterials* 24:814–823;
168. Martines-Gomis J., BIZAR J., Anglada J. M., Samsó J., Peraire M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int. J. Prosthodont.*, 16: 74–7
169. Mc Lean J.W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics*. Quintessence Pub.Co. Inc,Chicago
170. McLean JW. (1979) *The Science and Art of Dental Ceramics*. Volume I. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Berlin, Rio de Jenerio, Tokyo,
171. MCLEAN, J. W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics*. Volume I: *The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use*. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc., Monograph 1.

172. McLean, J.W. (1980). The Science and Art of Dental Ceramics. Volume II. Chicago, Berlin. Quintessence Publishing Co Inc.
173. McLean, J.W. (1991).: The science and art of dentalceramics. Operative Dentistry;16: 149-15
174. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. (1995) Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth., J Esthet Dent. ;7(2): 73-80.
175. Megep (20016) (Mesleki Eğitim ve Öğretim Sisteminin Güçlendirilmesi Projesi) . Metal Teknolojisi, Tahribatsız Muayene, Ankara
176. Michalske TA, Bunker BC (1984). Slow fracture model based on strained silicate structures. J Appl Physics 56:2686-2693
177. Milleding, P., Wenneberg, A., Alaeddin, S. and Karlsson, S. and Simon, E. (1999) Surface corrosion of dental ceramics in vitro. Biomaterials, 26, 733-746
178. Midelling, P., Haraldsson, C. and Karlsson, S. (2002) Ion leaching from dental ceramics during static in vitro corrosion testing. Journal of Biomedical Materials Research, 61, 541-550
179. Cherif Mohsen; Corrosion effect on the flexural strength & micro-hardness of ips e-max ceramics (2011). Open Journal of Stomatology. 1, 29-35

180. Morena, R., Beaudrau, G. M., Lockwood, P. E., Evans, A. L., Fairhurst, C. W., (1986). Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment, *J. Dent. Res.*, 65, 993,
181. Mosby, (2005) St Louis The glossary of prosthodontic term. (8. Ed), pp 22,
182. Müller, H.P., Könönen, E., (2005) “Variance components of gingival thickness”, *Journal of Periodontal Research*, 40(3): 239-244
183. Müller, H.P., Schaller, N., Eger, T., Heinecke, A.,” Thickness of masticatory mucosa”, *Journal of Clinical Periodontology*, 27(6): 431-436 (2000).
184. NAKAMURA Y., HOJO S., SATO H. (2010) The effect of surface roughness on the Weibull distribution of porcelain strength *Dental Materials Journal*; 29(1): 30–34
185. (Nayır E. (1999). *Dişhekimliği Materyaller Bilgisi*. Yedinci Baskı, D. Ü. Basımevi, İstanbul; 71-96.).
186. NAYLOR, W. P. (1992). *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc., p:157–61

187. Nettleship I, Stevens R. (1987). Tetragonal zirconia polycrystals (TZP) A review. *Int J High Technology Ceramics*; 3(1): 1-32
188. Newitter, D. A., Schlissel, E. R., Wolff, M. S. (1982). An evaluation of adjustment and postadjustment finishing techniques on the surface of porcelain-bonded-to-metal crowns. *Operative Dentistry*, 48 (4), 388- 395
189. Newton RG.(1985) The durability of glass-a review. *Glass Technol*, 26:21-38
190. Ng SY, Ferguson MWJ, Payne PA, Slater P.: Ultrasonic studies of unblemished and artificially demineralized enamel in extracted human teeth, A new method for detecting early caries. *J Dent*,1988:16:201
191. O'Brein W.J., (1997) *Dental Materials and Their Selection* 2.ed. Quintessence, ABD, 151-175
192. O'Brien WJ (2002), *Dental Materials and Their Selection*, 3rd Ed, QuintessencePublishing Co, Inc, Chicago
193. O'brien W. (2002) Dental porcelain. In: A Dickson, ed. *Dental materials and their selection*. 3rded. London: Quintessen-ce Publishing Co; p.210-25
194. Oh W, DeLong R, and Anusavice KJ. (2002). Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review *J Prosthet Dent*, 87: 451-9

195. O'BRIEN W. J. (2002). Dental Materials and Their Selection. Third Edition. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc., Chapter 10
196. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y (1999). Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. The International Journal of Prosthodontics 12, 28-37
197. OĞUZ, B., 1986, Ark Kaynağı, Oerlikon Kaynak Elektrodları ve Sanayi A.Ş., İstanbul, 366-375.
198. Öktem Hasan Fehmi (2002) Ultrasonik Tahribatsız Muayene Tekniğinin Sonlu Elemanlar Yöntemi İle incelenmesi, İzmir
199. Özdemir Niler. (2010) Doktora Tezi, Farklı Tüm Seramik Üst Yapılarının Fizikokimyasal Özelliklerinin Karşılaştırılması, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir
200. Qualtrough A, Piddock V. (1997). Ceramics update. J Dent 25:91-5
201. Quinn GD. Hardness testing of ceramics. Adv Mater Process, 154: 23-8, 1998
202. Panavia F, Çift donma mekanizmalı dental adeziv sistem: Kullanım için talimatlar, Kuraray Dental

203. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG (1991), Refinishing of porcelain by using a refinishing kit, J Prosthet Dent, 65: 383-388
204. Patterson, C. J. W., McLundie, A. C., Stirrups, D. R., Taylor, W. G. (1992). Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra fine diamond burs. The Journal of Prosthetic Dentistry, 68 (3), 402- 406
205. Paul A, Zaman MS. (1978) The relative influences of Al_2O_3 and Fe_2O_3 on the chemical durability of silicate glasses at different pH values. J Mater Sci,13: 1399
206. Pelaez-Vargas A., Dussan J.A. , Restrepo-Tamayo L.F., Paucar C. , Ferreira J.A., Monteiro F.C. (2011) The effect of slurry preparation methods on biaxial flexural strength of dental porcelain. Prosthet Dent;105: 308-314
207. Peterson IM, Wuttiphan S, Lawn BR, Kenneth C. (1998). Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. Dental Materials 14 (1): 80-89
208. PHILLIPS, R. W. (1984). Elements of Dental Materials. For Dental Hygienists. 4th Edition. Philadelphia: W.B. Saunders Company, Chapter 26
209. Phillips Science of Dental Materials, (2003) Eleventh Edition, Anusavice, Saunders

210. Piconi C, Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials* 20: 1- 25
211. Piddock V, Marquis PM, Wilson HJ. (1987). The mechanical strength and microstructure of all ceramic crowns. *J Dent.* 15(4): 153-8
212. Piddock V., Qualtrough A.J., Brough E. (1991) An investigation of an ion strengtening paste for dental porcelains. *Int J Prosthodont*, 4:132-137
213. Raimondo RL Jr, Richardson JT, Wiedner B. (1990) Polished versus autoglazed dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64 (5), 553- 557
214. Raigrodski AJ. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*; 48(2): 531-44
215. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J DentRes* 90(8):937-952
216. Risito C., Luthy H., Loeffel O., Scharer P. (1995) Chemische Loslichkeit und Festigkeit von Niedrigschmelzenden Dentalporzellanen Schweiz *Monatschr Zahnmed*, 105: 611– 616

217. Roark RJ, Young WC. (1986). Formulas for stress & strain. 5th ed
New York: McGraw-Hill; pp. 377-9
218. Rosenbulm MA, Schulman A. (1997).Review of all-ceramic resto-
rations. J Am Dent Assoc 128(3):298-307
219. Sarac D, Sarac S, Yuzbasioğlu E, Bal A (2006), The effects of
porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic
porcelain, J Prosthet Dent, 96:122-8
220. Sato T, Tsuji K, Kawashima N, Sato H, Nakamura Y. (2004). Effect
of defect size on fracture strength of dental low fusion porcelain. Colloids Surf B
Biointerfaces. 38(1-2):77-82
221. SCHMIDLIN, P. R., GÖHRING, T. N. (2004). Finishing tooth-
colored restorations in vitro: a index of surface alteration and finish-line
destruction. Oper. Dent., 29: 80–6
222. Schuh C.-, Kinast EJ, Mezzomo E, Kapczinski MP. (2005) Effect
of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing
ceramics. J Prosthet Dent, 93: 245-52
223. Scientific Documentation IPS e.max. (September 2005). Ivoclar
Vivadent AG. Research and Development Scientific Services. Schaan, Liechtenstein

224. SCURRIA, M. S., POWERS, J. M. (1994). Surface roughness of two polished ceramic materials. *J. Prosthet. Dent.*, 71: 174–7
225. Schulze, R.K.W., Curic', D., d'Hoedt, B., (2002). "B- mode versus A-mode ultrasonographic measurements of mucosal thickness in vivo", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod*, 93(1): 110-117
226. Seal A, Dalui AK, Banerjee M, Mukhopadhyay AK, Phani KK (2001). Mechanical properties of very thin cover slip glass disk. *Bulletin of Materials Science* 24
227. Seghi R.R., Rosenstiel S.F., Bauer P. (1991). Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J Dent Res*, 70:221-5
228. Sherrill CA, O'Brien WJ. (1974). Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. *J Dent Res* 53: 683–90
229. Shetty DK, Rosenfield AR, Bansal GK, Duckworth WH (1981). Biaxial fracture studies of a glass-ceramic. *Journal of the American Ceramic Society* 64, 1-4
230. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD (1997), *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 9th edd Quintessence Publishing Co, Chicago

231. Silva M. F. A., Davies R. M., Steawart B., Devizio W., Tonholo J., Silva J. G., Pretty I. A. (2005). Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent. Mater.*, 22: 919–24
232. Sindel J, Petschelt A, Grellner F, Dierken C, Greil P. (1998). Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. *Journal of materials science: Materials in medicine*, 5: 291-295
233. Sinmazişik G, Oveçoğlu ML. (2006). Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dent Mater.* 22(8):735- 45
234. Smales RJ, Etemadi S. (2004). Survival of ceramic onlays placed with and without metal reinforcement. *J Prosthet Dent* 91:548–53.].
235. Soderholm U-J.M., Mukherjee R., Longmate J. (1996). Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J Dent Res*,75: 1692–1699
236. Sorensen, J.A., Knode, H., Torres, T.J.: (1992). In-Ceram all-ceramic bridge technology. Quintessence Dent Techn Special reprint
237. Sorensen JA. (2004). The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 26: 57-67

238. Southan DE, Jorgensen KD. (1974). The endurance limit of dental porcelain. *Aust Dent J* 19:7–11
239. Sposetti V.J., Shen C., Levin A. C. (1986). The effect of topical fluoride application on porcelain restorations. *J Prosthet Dent*, 55: 677-82
240. Stephen W. Freiman, Sheldon M. Wiederhorn, and John J. Mecholsky, Jr, J. (2009) Environmentally Enhanced Fracture of Glass: A Historical Perspective *Am. Ceram. Soc.*, 92 [7] 1371–1382
241. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. (2007). Fatigue of Zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 23:106-14
242. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. (2007). Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 23: 115- 123.
243. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. (2007). Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Mater* Feb 23 (2): 177- 185
244. Suck W, DeLong R, Anusavice KJ (2002), Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review, *J Prosthet Dent*, 87: 451-459

245. Sulik W.D., Plekavich E.J. (1981) Surface finishing of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 46:217-221

246. Sundh A, Sjogren G. A (2004). Comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 31: 682–8.

247. Sundh A, Molin M, Sjögren G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially- stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 21: 476- 482

248. Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JWV (2003). Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by three-point bending test. *Acta Odontologica Scandinavica* 61, 87-92

249. TAMURA, K. (1987). *Essentials of Dental Technology*. Chicago: Quintessence Publishing, Co., Inc., p: 390

250. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. (1994). Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106: 273- 278

251. Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr, Anusavice KJ. (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 26: 3235-41
252. Taskonak B., Borges A., Mecholsky J.J., Anusavice K.J., Moore B.K., Yan J. (2008). The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. , *Dental Mater*, 24: 1149–1155
253. Ten Cate JM, Duijsters PP. (1982) Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. *Caries Res* 16: 201–10
254. Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N. (2010). XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *Dent Mater*. 26(6):545-52
255. Tholt B., Miranda-Junior W. G., Prioli R., Thompson J., Oda M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper.Dent.*, 31: 4
256. Thompson, J.Y., Anusavice, K.J., Naman, A., Morris, H.F. (1994). Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 73(12):1824-32
257. Thompson GA. (2000). Influence Of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater* 16:235–43

258. Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28; 529- 535
259. Topuz A., 1993, Tahribatsız Muayeneler, Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya-Metalurji Fakültesi, İstanbul, Sayı: 281
260. Tosun T. (2007). Kron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*. 22: 18- 26
261. Tsalouchou E., Cattell M., Knowles J.C, Pittayachawan P., McDonald A. (2008) Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems *dentalmaterials*24; 308–318
262. Tinschert J., Zvez D., Marx R., Anusavice K.J. (2000) Structural reliability of alumina-,feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28:529-35.
263. Tsiolis, F.I., Needleman, I.G., Griffiths, G., “Periodontal ultrasonography”, *Journal of Clinical Periodontology*, 30(10): 849–854 (2003).
264. TUTAL Zeynep.(2009) Doktora Tezi, Cam infiltre edilmiş üç farklı alumina cam seramiğinin opasite, bükülme dayanımı ve mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği fakültesi, İstanbul

265. Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A. (1996). The strength of a heatpressed all-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*, 23: 257-61
266. Üçtaşlı S, Ergun G, Korkmaz T, Güllü A (2002), Geleneksel ve düşük ısı porselenlerinin, glaze veya cilalama işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi, *A.Ü. Diş Hek Fak Derg* 29(1): 73-80
267. Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A. The strength of a heatpressed all-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*, 23: 257-61, 1996.
268. Vieira GF, deCaroli A, Amorim JC, Matson E. (2001). The influence of the surface treatment and saliva on the color of two porcelains. *Schweiz Monatssehr Zahnmed*, 111: 282-91
269. Wachtman JB, Capps W. Mandel J. (1972). Biaxial flexure tests of ceramic substrates. *J Mater* 7:188-194
270. Wagner WC, Chu TM (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 76, 140-144
271. Wakabayashi N, Anusavice KJ. (2000). Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 79: 1398-40

272. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 24(5): 633-8
273. Wang H, Liao Y, Chao Y, Liang X. (2007) Shrinkage and strength characterization of an alumina-glass interpenetrating phase composite for dental use. *Dent Mater*, 23: 1108–1113
274. Westwood A.R.C, Latanision R.M. (1970). Environment sensitive machining behavior of nonmetals. Research Institute for Advanced Studies, Martin Marietta Corporation, Baltimore. Technical report,10:70-100
275. White, W.B. (1992) Theory of corrosion of glass and ceramics. In: Clarke, D.E. and Zotos, B.K., Eds. Corrosion of Glass, Ceramics and Superconductors. Noyes Publications, Park Ridge, 2, 2-28
276. White, S.N., Zhao, X.Y., Zhaokun, Y., Li, Z.C. (1995). Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 8:5:413-20
277. White S. N., Li Z. C., Yu Z., Kipnis V. (1997) Relationship between static chemical and cyclic mechanical fatigue in feldspatic porcelain. *Dent Mater*,13:103-110
278. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 94: 125- 131

279. Wise M.D., Dykema R.W. (1975) The plaque retaining capacity of four dental materials. *J Prosthet Dent*,33:178

280. Wright, M. D., Masri, R., Driscoll, C. F., Romberg, E., Thompson, G. A., Runyan, D.A. (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92 (5), 486- 490

281. Wuttiphan S, Lawn BR, Pature NP. (1996). Crack suppression in strongly bonded homogeneous/heterogeneous laminates: a study on glass/glassceramic bilayers. *J Am Cer Soc* 79:634–40

282. Yamamoto M. (1985) *Metal-Ceramics, Principles and Methods of* Makoto Yamamoto, Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Rio de Jenerio, Tokyo

283. Yavuzylmaz H., Ulusoy M. M., Kedici, P. S., Kansu, G. (2003). *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Ankara: Özyurt Matbaacılık Ltd

284. Yilmaz H, Aydın C, Gul BE. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 98(2): 120-8

285. Yılmaz H. ,Nemli S.K.,Cemal A.,Bal B.T., Tıraş T., (2011) *Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics Dental Materials*Volume 27(8)786–79

286. Young W, Budynas. Bimetallic plates. In: Young W, Budynas R, editors. *Roark's Formulas for stress and strain*. 7th ed. Singapore:McGraw And Hill; 2002. p. 435–9

287. Yüksel E. Doktora Tezi (2011), Farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonyum oksit ve farklı fabrikasyon yöntemleri ile üretilen veneer seramikleri arasındaki bağlantı direncinin fizik yeterliliğinin değerlendirilmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara

288. Zaimoğlu A., Can G., Ersoy A.E., Aksu L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara, Bölüm 16

289. Zeighami S., Mahgoli H., Farid F., Azari A., (2013) *The Effect of Multiple Firings on Microtensile Bond Strength of Core-Veneer Zirconia-Based All-Ceramic Restorations; J Prosthodont. ;22(1):49-53.*

290. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 9: 434-439

291. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. (1998). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 11: 183-89
292. Zhang Y, Song J-K, Lawn BR. (2005). Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Biomed Materials Res Part B: Appl Biomaterials* 73B (1): 186-193
293. Zhao Y., Jiang F. , Zhang J., Liao Y., Lu J., Li W. (2012) Shear bond strengths between alumina-toughened zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to aging; *Asian Pacific Journal of Tropical Medicine* 402-405
294. Zivko- Babic J., Curkovic L., Ivanis T., Panduric J., Boric D. (2000) Chemical stability of feldspathic and hydrothermal ceramics. In: *Proc Uer Prosthodont Assoc Groningen*, 24-62

ÖZGEÇMİŞ

17.06.1983 tarihinde Ankara'da doğdum. İlköğrenimimi Konya İhsaniye İlköğretim Okulu'nda, orta ve lise öğrenimimi Konya Selçuklu Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 2002 senesinde Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 2008 senesinde mezun oldum. 2008 yılında Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü' nün açmış olduğu doktora sınavını kazanarak, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım. Yabancı dilim İngilizce'dir.