

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI TÖM SERAMİK ÜST YAPILARININ
FİZİKOKİMYASAL ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Doktora Tezi

Diş Hekimi
Niler ÖZDEMİR

DANIŞMAN
Prof.Dr. Gökhan AKSOY

İZMİR

2010

ÖNSÖZ

Doktora eğitimimin başlangıcından itibaren çalışmalarımda beni yönlendiren ve her konuda desteğini esirgemeyen, doktora tez danışmanım Prof. Dr. Gökhan AKSOY'a, tez izleme komitesinde yer alan ve değerli fikirleriyle bana yol gösteren Prof.Dr.H.Serdar ÇÖTERT'e, kimyasal deneylerin gerçekleştirilmesi sırasında büyük destek veren ve yardımlarını esirgemeyen Prof.Dr.Hürriyet POLAT'a, analizleri sabırla yürüten kimyager arkadaşım Didem ŞEN'e ve değerli bilgileriyle bana yol gösteren Doç.Dr. Mine DÜNDAR'a ve Doç.Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU' na teşekkürü bir borç bilirim. Doktoram süresince değerli görüşleri ile bana destek veren Prof.Dr. Aydın BIÇAKÇI 'ya ve tezimin istatistiksel değerlendirmeleri için büyük emek sarf eden Yard.Doç.Dr. Timur KÖSE 'ye teşekkür ederim.

Tezimin tüm hazırlıkları boyunca yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen sevgili çalışma arkadaşlarıma ve tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve yardımcılarına teşekkür ederim.

Hayatım boyunca bana her konuda destek veren ve hep yanımda olan sevgili abim S. İlkay ÖZDEMİR'e ve tüm yakınlarıma sonsuz teşekkürler.

Son olarak, bu doktora tezini, bana edindiğim tüm ilkelerimi kazandıran, yanımda olamasa da varlığını her zaman yanımda hissettiğim sevgili babam Dt. Ergün ÖZDEMİR'e ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	I
ŞEKİL LİSTESİ.....	IV
RESİM LİSTESİ.....	IV
TABLO LİSTESİ.....	VI
GRAFİK LİSTESİ.....	VII
BÖLÜM I GİRİŞ.....	1
1.1. GENEL BİLGİLER.....	3
1.1.1 Tüm Seramik Sistemlerin Gelişimi.....	3
1.1.2. Tüm Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	5
1.1.2.1. Seramik Alt Yapıların Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması.....	5
1.1.2.2. Seramik Alt Yapıların Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması.....	6
1.1.2.3. Seramik Alt Yapıların Güçlendirici Katkı Maddesine Göre Sınıflandırılması.....	7
1.1.3. Dental Seramiğin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri.....	7
1.1.3.1. Dental Seramiğin Kimyasal Dayanıklılığı.....	11
1.1.3.2 Sıvı Ortamın Dental Seramiğin Dayanıklılığına Etkisi.....	13
1.1.3.3 Kimyasal Etkilerle Yüzeyin Yıpranması.....	14
1.1.3.4. Alüminyum, Lityum, Sodyum, Potasyum ve Silisyumun Organizmaya Etkileri.....	17
1.1.4. Dental Seramiklerde Yüzey Tabakası ve Önemi.....	19
1.1.5.1. Yüzey Bitirme Yöntemleri.....	22
1.1.5.2. Yüzey Bitirme İşlemlerinde Kullanılan Aletler ve Materyaller.....	22
1.1.5.3.1. Polisaj.....	25

1.1.5.3.2. Dental Seramiklerin Polisajı.....	26
1.1.5.3.3.1. Dental Seramiklerde Glazür Tabakası.....	27
1.1.5.3.3.2. Seramiklerde Glazür Oluşturma Yöntemleri.....	27
1.1.6. Katı Yüzeylerin Değerlendirilmesi.....	28
1.1.6.1. Katılarda Yüzey Yapısı ve İçeriğini Araştırma Yöntemleri.....	28
1.1.6.2. Enerji Dağılımsal x- ışını Spektroskopi (EDS).....	29
1.1.6.3. Yüzey Tabakalarının Karakterizasyonu.....	30
1.1.6.3.1. Yüzey Pürüzlülük Analizleri.....	30
1.1.6.3.2. Ortalama Yüzey Pürüzlülük Parametreleri.....	31
1.1.7. Sıvılarda Madde ve Madde Miktarı Saptama Yöntemleri.....	33
1.1.7.1. Kütle Spektrometrisi.....	34
1.1.7.2. Endüktif Eşleşmiş Plazma-Kütle Spektrometresi (ICP-MS).....	34
1.1.7.3. Ölçülen Elementler ve Ölçüm Sınırları.....	35
BÖLÜM II GEREÇ ve YÖNTEM.....	37
2.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	37
2.2. Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri.....	42
2.3. Yüzeydeki Element Analizleri.....	43
2.4. Seramik Korozyon Testleri.....	45
2.4.1. Su Korozyon Testleri.....	45
2.4.2. Asit Korozyon Testleri.....	46
2.5. Seramik Tozlarının Elementel Analizleri.....	49
BÖLÜM III BULGULAR.....	50
3.1. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin İstatistiksel Bulguları.....	50

3.2. SEM İncelemeleri.....	53
3.3. Glazürlü ve Polisajlı Örneklerin İyon Salınım Değerlerinin	
İstatistiksel Bulguları.....	56
3.3.1. Si Salınım Değerleri.....	56
3.3.2. Al Salınım Değerleri.....	58
3.3.3. Na Salınım Değerleri.....	60
3.3.4. Li Salınım Değerleri.....	62
3.4. Glazürlü ve Polisajlı Örneklerin Korozyon Testleri Öncesi	
ve Sonrasında Yapılan Yüzeydeki Element Analizlerinin	
İstatistiksel Bulguları.....	64
3.4.1. Korozyon Testleri Sonrasında Yüzeydeki Si Değişimi.....	65
3.4.2. Korozyon Testleri Sonrasında Yüzeydeki Al Değişimi.....	67
3.4.3. Korozyon Testleri Sonrasında Yüzeydeki Na Değişimi.....	69
3.5. Seramik Tozlarının Elementel Analiz Bulguları.....	70
BÖLÜM IV TARTIŞMA.....	72
BÖLÜM V SONUÇ ve ÖNERİLER.....	88
ÖZET	89
ABSTRACT.....	90
KAYNAKLAR.....	91
ÖZGEÇMİŞ.....	104

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1 Bitirme ve polisaj aletlerinin sınıflandırılması.....	23
--	----

RESİM LİSTESİ

Resim 1 a) Porselen dentin tozunun fırça yardımıyla karıştırılması.....	38
--	----

Resim 1 b) Hazırlanan porselen hamurunun kalıp içine yerleştirilmesi.....	38
--	----

Resim 2 a) Plastik kalıp içinde kondanse edilen porselen hamuru.....	39
---	----

Resim 2 b) Kalıptan çıkarılıp taşıyıcı tabla üzerine alınan seramik örnek.....	39
---	----

Resim 3 Seramik örneklerin yüzey işlemleri öncesinde su soğutması altında zımparalanması.....	40
---	----

Resim 4. Seramik örneklere her üretici firmanın önerisi doğrultusunda naturel glaze uygulanmıştır.....	41
--	----

Resim 5. Shofu Tüm Seramik Bitirme ve Polisaj Seti.....	42
--	----

Resim 6. Test örneklerinin yüzey pürüzlülük ölçümlerinde kullanılan profilometre cihazı.....	43
--	----

Resim 7. Element analizlerinde kullanılan EDX cihazı.....	45
---	----

Resim 8. Örneklerin yaşlandırma işleminin gerçekleştirildiği termostatik çalkalama cihazı.....	47
--	----

Resim 9. Yaşlandırma işlemi sonrasında ICP-MS cihazında analizleri yapılacak olan solüsyon örnekleri.....	48
---	----

Resim 10. Solüsyon örneklerinin ICP-MS cihazında element analizleri.....	48
--	----

Resim 11a. Glazürlü Finesse örneğin yıpratma öncesi görünümü.....	53
--	----

Resim 11b. Glazürlü Finesse örneğin pH 4,5'de yıpratma sonrası görünümü.....	53
---	----

Resim 12 a. Glazürlü Empress örneğın yıpratma öncesi görünümü.....	53
Resim 12 b. Glazürlü Empress örneğın pH 4,5'de yıpratma sonrası görünümü.....	53
Resim 13 a. Polisajlı Noritake örneğın yıpratma öncesi görünümü.....	54
Resim 13 b. Polisajlı Noritake örneğın pH 2,4'de yıpratma sonrası görünümü.....	54
Resim 14 a. Polisajlı Vita örneğın yıpratma öncesi görünümü.....	54
Resim 14 b. Polisajlı Vita örneğın pH 2,4'de yıpratma sonrasındaki görünümü.....	54
Resim 15 a. Polisajlı Zirkonzahn örneğın yıpratma öncesi görünümü.....	55
Resim 15 b. Polisajlı Zirkonzahn örneğın pH 4,5'de yıpratma sonrası görünümü.....	55

TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Dental Seramik İçindeki Renk Pigmentleri.....	10
Tablo 2. Kullanılan seramik markaları ve örnek sayıları.....	37
Tablo 3. Seramik örneklerin sinterizasyonu için üretici firmaların önerdiği programlar.....	39
Tablo 4. Seramik örneklere uygulanan natural glaze programları.....	41
Tablo 5. EDX yöntemiyle seramik yüzeylerinde ölçümleri yapılan elementler.....	44
Tablo 6. Farklı pH ortamlarında görülen Ra değişikliklerinin ortalama ve standart sapma değerleri.....	50
Tablo 7. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Si salınım değerleri.....	56
Tablo 8. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Al salınım değerleri.....	58
Tablo 9. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Na salınım değerleri.....	60
Tablo 10. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Li salınım değerleri.....	62
Tablo 11. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki yüzeydeki Si değişimi.....	65
Tablo 12. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki yüzeydeki Al değişimi.....	67
Tablo 13. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki yüzeydeki Na değişimi.....	69
Tablo 14. Seramik tozlarının elementel analizleri.....	70

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 1. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Ra değerleri.....	52
Grafik 2. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin Ra değerleri.....	52
Grafik 3. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Si salınım değerleri.....	57
Grafik 4. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin Si salınım değerleri.....	57
Grafik 5. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Al salınım değerleri.....	59
Grafik 6. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin Al salınım değerleri.....	59
Grafik 7. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Na salınım değerleri.....	61
Grafik 8. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin Na salınım değerleri.....	61
Grafik 9. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Li salınım değerleri.....	63
Grafik 10. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Li salınım değerleri.....	63
Grafik 11. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin yüzeylerindeki Si değişimi.....	66

Grafik 12. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin yüzeylerindeki	
Si değişimi.....	66
Grafik 13. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin yüzeylerindeki	
Al değişimi.....	68
Grafik 14. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin yüzeylerindeki	
Al değişimi.....	68
Grafik 15. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin yüzeylerindeki	
Na değişimi.....	71
Grafik 16. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin yüzeylerindeki	
Na değişimi.....	71

BÖLÜM I

GİRİŞ

Metal alt yapısız seramik sistemler, estetik beklentileri büyük ölçüde yanıtlamaları sebebiyle günümüz dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Tüm seramik restorasyonların sağladığı mükemmel estetik yanında özellikle çekme mukavemetlerinin artırılmasına yönelik çalışmalar sonrasında, çeşitli tüm seramik sistemleri geliştirilmiştir. Seramik malzemeler genel olarak kırılabilir yapıya sahiptir ve bu olumsuz özelliğın ortadan kaldırılması yeterli dayanıklılığa ve iyi estetiğe sahip malzemelerin geliştirilmesinin gerekliliğini ortaya çıkarmıştır. Böylelikle farklı üretici firmalar tarafından farklı yöntemlerle güçlendirilmiş seramik sistemler uygulamaya girmiştir.

Ağız ortamı koşullarının bireyler arasında farklılıklar göstermesi sebebiyle her olgunun ayrıca değerlendirilmesi ve kişiye özgü tedavi seçeneklerinin oluşturulması gerekmektedir. Farklı mekanik dayanıklılığa ve estetik özelliklere sahip güçlendirilmiş seramik türlerinin varlığı, olguya özgü seramik sistemi seçme olanağını tanımaktadır.

Farklı içerik ve özelliklere sahip güçlendirilmiş seramiklerin, bireye özgü değişken nitelikteki ağız sıvılarının özelliklerine ve alınan besinlere göre ağız içinde sürekli değişkenlik gösteren pH değerlerine bağlı olarak kimyasal dayanımları da farklılık göstermektedir. Dental seramikler ağızda sürekli olarak nemli bir ortamda bulduklarından klinik performanslarını etkileyen en önemli faktörlerden biri kimyasal dayanımlarıdır. Tüm seramik restorasyonların klinik kullanımlarına ilgi bir ölçüde biyo inert malzemeler olarak kabul edilmelerinden kaynaklanır. Ancak,

güncel seramiklerin potansiyel kimyasal bozunmaları ve element salınımları ile ilgili az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Malzemelerin, mekanik dayanıklılık ve iyon salınımı gibi özellikleri kimyasal bozunmaları ile ilişkili önemli parametrelerdir. Metal-seramikler ve metallerin bozunmaları iyi bilinmektedir. Ancak tüm seramiklerle ilgili bilgi eksikliği bulunmaktadır. Geleneksel olarak inert kabul edilmelerine karşın, özellikle cam seramiklerin Na, K, Ca, Al ve Si serbestledikleri belirlenmiştir.

Dental seramiklerde sıvı ortamın varlığında mekanik direncin düştüğü bulunmuştur. Suyun silikat camlar ve diğer pek çok seramik malzemenin dayanıklılığını azalttığı bilinmektedir.

Kimyasal yorulma sonucu yüzey düzgünlüğünü kaybeden seramik malzeme plak birikimini artırarak ağız hijyenini olumsuz etkileyecek ve düzensiz yüzeylerin aşındırıcı özelliği artacağından karşıt diş dizini ve genel ağız sağlığı için bir risk faktörü oluşturacaktır.

Farklı seramik türlerinin iyon salınımıyla ilgili olarak yapılan çalışmalarda yüzeyden salınan iyonlar ve miktarlarına bakılmış ancak kimyasal yorulma öncesi ve sonrasında yüzeyde oluşan pürüzlülük değerleri kıyaslanmamıştır. Ayrıca kimyasal korozyon sonucu yüzeydeki element dağılımında herhangi bir değişim olup olmadığı ile ilgili bilgi eksikliği bulunmaktadır.

Farklı firmalarca üretilen seramiklerin değişik kimyasal koşullarda aynı davranışı sergiledikleri düşünülerek kurgulanan bu in vitro çalışmada amaçlanan, iki farklı yüzey bitirme tekniği uygulanan beş farklı üst yapı seramik türünde, farklı pH ve farklı sıcaklık değerlerinin seramik yüzeyindeki kimyasal yıpranmaya olan etkisinin, yıpranma sebebiyle yüzeyden hangi iyonların uzaklaştığının, farklı ortamlarda bekletilen seramik malzemenin yüzey özellikleri ve yüzeylerindeki element dağılımındaki değişimlerin saptanması ve karşılaştırılmasıdır.

1.1. GENEL BİLGİLER

1.1.1. Tüm Seramik Sistemlerin Gelişimi

Dişhekimliğinde seramik malzeme ilk kez 1776 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır. Tüm seramik jaket kronlar ilk kez 1889'da Dr. Charles Land tarafından aşırı madde kaybı olan dişlerin restorasyonu için uygulanmıştır. 1949 yılında Gatzka, seramiğin vakum ortamında pişirilme tekniğini geliştirerek seramik diş sanayisine büyük bir yenilik getirmiştir. Ancak dayanıklılıklarının az olması, kenar uyumlarının kötü olması ve yüzeylerindeki mikroçatlaklardan dolayı kolaylıkla kırılmaları nedeniyle oldukça hassas olduklarından, kullanımları kuvvetin az geldiği bölgelerle sınırlandırılmıştır. Bu nedenle jaket kronların popülerlikleri azalmış ve 1960'lı yıllardan itibaren metal destekli seramik restorasyonlar daha sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (87,88).

Metal destekli seramik restorasyonların alaşımların fırınlanması sonucu oluşan korozyon ürünlerinin biyouyumluluğu azaltması, kron servikal bandının estetiği bozması, metalin ışık geçirgenliğini engellemesi nedeniyle yapay bir görüntü oluşması gibi birtakım dezavantajları vardır. Metal seramik restorasyonların bu dezavantajları ve son yıllarda estetik beklentinin yükselmesi sabit protetik restorasyonlarda kullanılmak üzere metal içermeyen yeni seramik sistemlerinin ortaya çıkmasına sebep olmuştur (16). Yeni teknolojilerle üretilen malzemeler, 1980'lerin ilk dönemlerinde güçlendirilmiş ve tüm seramik restorasyonlarda önemli gelişmeler olmuştur. Tüm seramik sistemlerin diğer protetik amaçlı malzeme ve sistemlere göre üstünlüğü ve kullanımındaki yaygınlaşma genel kabul görse bile, farklı tüm seramik sistemleri incelendiğinde; estetik, dayanıklılık, adeziv sistemlere uyumluluk, karşıt doğal dentisyonda kabul edilebilir miktarda aşınma gibi temel özelliklerin hepsini bir arada içeren tek bir porselen sistemi henüz mevcut değildir. Kullanıma sunulan her yeni sistem bu temel kriterlere biraz daha yaklaşmaktadır. Bu

alandaki hızlı gelişmeler ileride tüm kriterlere uyan tüm seramiklerin piyasaya çıkacağına bir habercisi kabul edilebilir (16,22,127).

Charles H.Land tarafından uygulanan tüm seramik jaket kromdan sonra Capon ve Avery inleyelerin hazırlanmasında tüm seramikleri kullanmışlardır. Geliştirdikleri teknikler, günümüzde de geçerliliklerini korumaktadır. Ancak tüm seramik restorasyonlar, kırılma, pişirilmeleri sırasında büzülmenin kontrol altına alınamaması, ve kenar uyumsuzlukları nedeniyle yeterli kullanım alanı bulamamış ve yerini metal alt yapılı seramik restorasyonlara bırakmıştır (87,88). Fakat metal destekli seramik restorasyonlarda da kontrolsüz büzülme nedeniyle uyum sorunları ortaya çıkmıştır. 1963'de Mc Lean ve Hughes porselenin güçlendirilmesi için alumina partiküllerinin kullanılmasını önermişler ve dayanıklılığın artmasını sağlamışlardır (87,88).

Tüm seramik restorasyonların sağladığı mükemmel estetik yanında özellikle çekme gerilimlerine karşı dayanımlarının dirençlerinin artırılmasına yönelik teknolojik çalışmalar sonrasında çeşitli tüm seramik sistemleri geliştirilmiştir. Tüm seramiklerin dayanıklılığının artırılmasına yönelik çalışmalar 1940'lı yıllara dayanmaktadır; bu yıllarda vakum altında pişirmenin seramiğin dayanıklılığını %20 oranında arttırdığı gözlenmiş, 1960'lı yılların ortalarında Mc Lean ve Hughes seramik içine %50 oranında alumina tanecikleri ilave ederek bir iç çekirdekle güçlendirilmiş tüm seramik kronu tanıtmışlardır. Aluminyum oksit seramiğin yapısına katılması, dayanımını oldukça arttırmıştır (1214-1430kg/cm²). Daha sonra yapılan çalışmalar sonucunda altyapı malzemesi olarak yüksek genleşme özelliğine sahip magnezyum oksit geliştirilmiştir (97).

Temel olarak cam içerikli seramik malzemeler kırılma yapıya sahiptir. Bu olumsuz özelliğin ortadan kaldırılması, yeterli dayanıklılığa ve iyi estetiğe sahip malzemelerin geliştirilmesinin gerekliliğini ortaya çıkarmıştır. Teknolojik gelişmelere

paralel olarak özellikle 1980'li yılların başlarında güçlendirilmiş tüm seramik malzemeler üretilmiştir (87,88).

Tüm seramik sistemlerde güçlendirme iki grup altında incelenebilir:

- 1- Güçlendirilmiş çekirdek (core) ve/veya üzerine uygulanan güçlendirilmiş tabakalama (kaplama- veneer) seramiği içeren sistemler
- 2- Restorasyonun hazırlanmasını kolaylaştıran ve ek kalınlık yapan ince metal alt yapıly folyo üzerine uygulanan sistemler (87,88).

1.1.2. Tüm Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tüm seramik sistemler günümüzde değişik parametrelere göre sınıflandırılmaktadır (34).

1.1.2.1 Seramik Alt Yapıların Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması;

- A.** Platin folyo tekniği (Renaissance, Sunrise, OptechHSP)
- B.** Refrakter model üzerinde işlenen aluminöz 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 (Cerec)
- 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, 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).

1.1.2.2. 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)

1.1.2.3. 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 alumina(Procera)
- E. Lösit (IPS Empress, Finesse, Touch Press)
- F. Lityum disilikat ve floroapatit (Empress II)
- G. Hidroksilapatit (Cerapearl)
- H. Tetrasilisik Floromika (Dicor)
- İ. Zirkonyum oksit (Cercon Smart Ceramics, Zirkonzahn, Ceramill)

1.1.3. Dental Seramiğin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri

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. Esas yapıyı oluşturan büyük oksijen atomları matris olarak görev yaparken, daha küçük olan silisyum atomları boşluklara yerleşirler. Silisyum ve oksijen atomlarını birarada tutan atomik bağlar hem kovalent hem de iyonik karakterdedir. Bu sayede porselen sert, yüksek

elastisite modülüne sahip olduğu gibi ısısal ve kimyasal ajanlara karşı da dirençli olmaktadır.

Restoratif dişhekimliğinde kullanılan seramikler, dört oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun oluşturduğu (SiO_4) tetrahedra yapısında bir bileşim olup üç ana maddeden meydana gelmektedir. Bunlar feldspat, kuartz ve kaolin'dir (87,88).

FELDSPAT (Potasyum ve Sodyum Alüminyum Silikat):

1100-1300 °C'de eriyen feldspat, potasyum alüminyum silikat ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) ve albitin ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) karışımıdır. Bileşimde %70-85 oranında bulunan kristal opak bir maddedir ve camsı fazı sağlamaktadır. Doğal feldspat saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunmaktadır. Feldspatın soda formu ergimiş camın vizkozitesini artırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltmaktadır. Böylece seramik için istenen bir özellik olan kenarlarının yuvarlaklaşmasını, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek krona doğal görünüş sağlamaya yardım etmektedir. Yüksek ergime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandırmaktadır. Seramiğe şeffaflık vererek, ısıya daha dayanıklı bileşenleri birbirine bağlayan camlaşmış siman görevi yapmaktadır (87).

KUARTZ (Silika SiO_2):

1700 °C'de eriyen kuartz bileşimde %10 civarında bulunmakta ve tamamen silis (SiO_2)'den oluşmaktadır. Bu madde matriks içinde doldurucu görevi yapmakta ve pişme sonucu oluşacak büzölmeleri önleyerek kitleye stabilite sağlamaktadır. Yüksek sıcaklıklarda ergidiği için seramik restorasyonun şeklinin korunmasını sağlamaktadır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm vermektedir (87).

KAOLİN (Kil- Alüminyum Hidrat Silikat):

1300 °C'de eriyen kaolin Çin kili olarak isimlendirilir ve bir alüminyum hidrat silikatıdır ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Opak olduğundan çok az kullanılmaktadır. Porselene

%1-3 oranında katılır. Isıya oldukça dayanıklı olan kaolin seramik hamuruna elastikiyet vermektedir. Adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelmekte, kuartz ve feldspat için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılmaktadır. Ayrıca kaolin seramiğin elde işlenmesini de kolaylaştırmaktadır.

Temel matriksi oluşturan SiO_4 (silisyum tetrahedra) yapının bazı özelliklerinin modifiye edilmesi için cam modifiye edici ajanlar (flux) adı verilen metal oksitleri ana yapıya katılırlar. Kalsiyum oksit, sodyum oksit ve potasyum oksit gibi cam modifiye edici ajanlar katılarak ergime derecesinin düşürülmesi, ısıl genişleme katsayısının artırılması 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 fırınlama sırasında stabil kalmasını da güçleştirir. Bu nedenle seramiğin vizkozitesini ve direncini artırmak amacıyla “ara oksit” adı verilen Al_2O_3 ilave edilir. Al_2O_3 'ün ara oksit olarak tanımlanmasının nedeni aluminyumun +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^{+1} elektronötralliyeti 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 camsı 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 glazürlenemeyen, bulutlu görünen bir yüzey oluşur. Devitrifikasyon en fazla metal

destekli seramiklerde görülebilir. Çünkü cam modifiye edici oksitler, seramiğin ısıl genişleme katsayısını metale yaklaştırmak için en fazla metallerle birlikte kullanılan seramiklere ilave edililer (87).

Seramiğin ağızda kullanılabilmesi için çeşitli renk tonlarının elde edilmesi gerekir. Doğal diş renklerine yakın tonların elde edilebilmesi için çeşitli metal oksitleri kullanılır. Dental seramiklerde kullanılan renk pigmentleri Tablo 1’ de gösterilmektedir.

RENK PİGMENTLERİ	RENKLER
Titanyum Oksit	Sarımsı Kahverengi
Uranyum Oksit	Sarı-Portakal
Krom Alumina	Pembe
Metalik Altın	Kahverengi-Kırmızı
Demir Oksit - Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Alumina	Mavi
Manganez	Gri – Lavanta Yeşili
Demir Fosfat	Gri
Bakır Oksit	Yeşil

Tablo 1. Dental Seramik İçindeki Renk Pigmentleri

Seramikler bir veya birden fazla metalin metal olmayan bir elementle yaptığı bileşim olarak tanımlanırlar ve kristalin yapı gösterirler. Cam yapılar ise süper soğutulmuş sıvılar ya da kristalin olmayan katılar olarak tanımlanırlar. Çünkü cam eriyik halinde soğutulmaya başlanırsa kristalize olmayan bir katıya dönüşür. Ancak kristal bir çekirdek ile uygun bir dereceye kadar tekrar ısıtılırsa kristalize olur ve içiçe geçen kristallerden oluşan yoğun bir kitleye dönüşür. Bu olaya “kontrollü kristalizasyon”, camın tekrar ısıtılması işlemine ise “ceramming” adı verilir. Kristalin

yapılarda düzgün bir atomik dizilim söz konusu iken cam yapılarda düzgün olmayan köşeli bir atomik dizilim söz konusudur. Bu nedenle camlar daha translusent ve kırılğan iken kristalin yapılar daha opak ve kırılmaya karşı daha dirençlidirler. En güçlü oksit olan alumina oksit yegane kristalin seramiktir. Bu nedenle yüksek çekme dayanımı vardır. Ancak aynı oranda yüksek oranda opasiteye sahiptir ve bu nedenle mine ve dentin porseleninde %10-20 oranında kullanılır. Tüm seramik restorasyonların çekirdek seramiğinde ise çok daha yüksek oranlarda kullanılabilir (87,88).

1.1.3.1. Dental Seramiğin Kimyasal Dayanıklılığı

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 (88,71). Ancak işleme teknikleri ve içeriğindeki değişiklikler hidrolitik stabiliteyi düşürebilmektedir. Materyalin özelliklerinin yanında çevresel koşullar da yüzeyin korozyon dayanımının azalmasında etkilidir. Asidik koroziv ortamlarda alkali silikat camların aşınmasının, alkali iyonların salınımı sonucu olduğu düşünülmektedir (57,68,94). Ancak genel ve lokal etkenler salınımın şeklini etkilemektedir. Statik koşullarda, camsı yapıdan Si kaybının artışı sonucu seramik yüzeyindeki pH değeri artma eğilimindedir (57,68,94). Kristal fazındaki alkali metal iyonları cam fazdakinden daha az stabildir (14,94). İyon değişiminin Al gibi trivalent iyonlar kadar Ca, Mg, Zn, Ba gibi divalent iyonların eklenmesiyle azaldığı gösterilmiştir (94,102). pH değişiklikleri, solusyonun kimyası, aşınma ve mekanik yükler ağız ortamını oldukça zor bir ortam haline getirmektedir. Sıvı ortamlar, seramik materyalde çatlak ilerlemesini hızlandırmaktadır (37,94). Korozyon sebebiyle mekanik dayanıklılığın azalmasına ek olarak; yüzey düzgünlüğü bozulur, plak birikimine elverişli alanlar oluşur, antagonist yüzeyi aşındırma potansiyeli artar ve estetik bozulur. Ayrıca seramiklerin

kimyasal stabiliteleri bozuldukça inorganik iyonları salma eğilimi de artmaktadır (13,94).

Dental seramiklerin biyoyumlulukları ve uzun dönem kullanımlarındaki dayanımlarının tahmin edilebilmesi açısından korozyon olayının çok iyi anlaşılması gerekmektedir. Dental seramikler inert kabul edilmelerine karşın yıkım ürünlerinin biyolojik sistemdeki olası etkileri göz ardı edilmemelidir. Malzemenin içeriği, mikroyapısı ve fiziksel özellikleri aşınan yüzeylerdeki plak birikim potansiyelini ve inertliğini etkilemektedir. Geliştirilmiş özellikleriyle güncel seramik türleri geleneksel seramiklerden ayrılmaktadır. Bu sebeple yeni seramik sistemlerin öncekiler kadar güvenilir olduğu sonucu çıkarılmamalıdır (14,94). Seramiklerin, kimyasal çözünürlükten çok asit ortamdaki tepkisi önemlidir. Çünkü silikat malzemeler bu açıdan zayıftırlar. Bu nedenle ISO 6872 no'lu standarta göre, dental seramik malzemeleri için ağırlıkça %0.5'lik önem seviyesinde % 4' lük asetik asit içinde dayanıklılık testi gerekmektedir (62). Bu standartlar belirlendikten sonra örneğin yüzeyindeki madde kaybı 2 mg/cm^2 'lik maksimum bir değere göre hesaplanacaktır. Bugün çok farklı ağırlıklarda seramikler bulunduğundan bu değer gereklidir (63).

Seramik materyali çözünmeye oldukça dirençli olmasına rağmen kimyasal çözünme ve mekanik aşınma yüzeyde yapısal değişimlere sebep olmaktadır. Ağız sıvılarına göre korosiv ortamın aşındırma özelliği arttıkça korozyon süreci hızlanacaktır. 80 C'deki % 4'lük asetik asit içinde bir hafta bekletmek, yapay tükrükte 22 C'de 22 yıllık sürece eşdeğer aşınmayı gerçekleştirmektedir (35,94). Yüzey dayanıklılığı hem materyalin içsel özelliğinin hem de çevresel koşulların bir sonucudur. Ancak çevresel etkenlerin hep aynı şekilde olmaması her zaman negatif bir etki oluşturmamasına rağmen zamana bağlı bir bozulma gerçekleşebilir (30,94).

1.1.3.2. 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 potansiyel, taneler arasındaki itme veya çekme değeri ölçümüdür. Zeta potansiyel ölçümü 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 (130). Bu nedenle seramikler, mikroyapılarını oluşturan bileşenlerin çevreleriyle olan etkileşimlerine bağlı olarak farklı davranışlar sergilemektedirler. Korosiv ortamlar, malzemenin mekanik özelliklerini bozmak haricinde yüzey pürüzlülüğünü artırarak bazı seramik türlerinde plak birikimini artırmakta, karşıt dişte ya da restoratif malzemedeki aşınmalara neden olarak seramik rengini değiştirerek estetik kayıplara sebep olmaktadır (14). Yüzey pürüzlülüğü restorasyonun içinde bulunduğu biyolojik ortamla olan etkileşimlerinde değişimlere sebep olabilmektedir. Kimyasal stabilitenin bozulması seramik yüzeyinden daha fazla iyonun salınmasına sebep olmaktadır. Dental materyallerin stabiliteyi etkileyen asıl faktörler; solüsyonun tipi ve içeriği

olmakla birlikte en az bunlar kadar etkileyen malzemenin solusyonda kalma süresidir (70,108). Tükrük ve distile suda iyon salınımları açısından oldukça farklı sonuçlar çıkması materyalin distile suda yapılan deney sonuçlarında klinik kabul edilebilirliği konusunda birtakım şüpheler oluşturmaktadır (38,45,119).

1.1.3.3. 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) 250°C altındaki sıcaklıklarda çözünmese 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 elektronötralityi sağlayabilmek amacıyla negatif yüklü hidroksil iyonları oluştururlar (28,42).

Camsı yapının çözünmesi, asidik bir solüsyondaki iyon değişimi ile ya da Si-O ağının bazik ortamda yıkıma uğraması olmak üzere 2 şekilde gerçekleşmektedir (94,120). 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 (11). Bu olay 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 çözeltideki 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 abrasiv 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 (94,120).

Camsı materyallerin termal genleşme katsayısını metal alaşımlarinkine 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 (14). Genellikle, alkali iyonlar camsı faz içinde kristalin faza göre stabiliteilerinin daha düşük olması sebebiyle daha hızlı bir salınım gösterirler (11).

Asidik ortamlar dental sert dokuların da çözünürlüklerini etkilemektedir (109). Oral pH'nin 6,5' den 5,5'e düşmesiyle çözünürlük 7-8 kat artmaktadır (76). 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 sebep olabilirler (94).

Çürük aktivitesini azaltmak amacıyla topikal yolla uygulanan flor iyonları asidik bir ortamda camsı yapıyla kimyasal bir etkileşime girer ve suda çözünebilen "florosilikatı" oluştururlar (136). 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 (122).

Camın korozyona uğraması, asitle pürüzlendirilmesi ve kristal depozisyonu gibi kimyasal olaylar seramiklerin alt tabakasındaki pürüzlü yüzeyin açığa çıkması

ve bu yüzeyin karşıt diş ile teması sonucu aşındırıcı etkinin artmasına sebep olmaktadır. Korozyon olayı sonucu aynı zamanda seramik malzemede zayıflamalar da görülmektedir. Buna bağlı olarak, pürüzlü yüzeyler karşıt yüzeylerde çigneme hareketleri esnasındaki temas (tribokimyasal reaksiyon) sonucu oluşacak abraziv potansiyeli artırmakla kalmayıp seramiğin aşınma direncini de düşürmektedir. Reaksiyon sonucu sulu ortamda aşınan yüzeylerden kopan yapılar çigneme hareketleri sonucunda kolaylıkla ortamdan 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 (6).

Çevresel etkenler seramiğin mekanik davranışlarını da etkilemektedir (130). Camların sertlik değerleri, zeta potansiyelleri sifira 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 sebep olmaktadır. Böylelikle seramikler yapısal farklılıklarına bağlı olarak buldukları ortamda farklı reaksiyonlar göstermektedirler. 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 karşılarken sonrasında daha zayıf olan camsı yapıda kırılmalar görülmektedir. Kristal yapıdaki materyallerde ise kırılma, yükler altında cam matriksde kristallerin dislokasyona uğramalarıyla oluşmaktadır. Bu durum, kristal yapıli seramiklerin mikrosertliklerinin gelen yükün kristallere göre olan oryantasyonuna göre değişkenlik gösterdiğinden, sertlik ve aşınmaları arasında çok önemli bir bağıntı olmadığını açıklamaktadır (116). Seramiğin sertliği ve minedeki aşınmalar arasında direk bir ilişki olmaması cam matriks ve kristallerin sertliklerindeki değişkenlikle açıklanmaktadır.

Dental seramiklerin olası komplikasyonları; karşıt diş yapısını aşındırma eğilimleri, radyoaktif bileşenlerinden radyasyon yayılımı, kimyasal tepkimelerle yüzeylerinin pürüzlenererek plak birikiminde artışa neden olmaları, abrazyon ve çözünmeye 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 (14,71,78).

Ancak aşırı miktarda asitli fosfat florid, amonyum biflorid veya hidrofliorik 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 (14,71,78).

1.1.3.4. Alüminyum, Lityum, Sodyum, Potasyum ve Silisyumun Organizmaya

Etkileri

Alüminyum

Yeryüzünde çok yaygın bulunan bir elementtir. Kronik böbrek yetersizliği olan hastalarda fosfat emilmesini güçleştirdiği için alüminyum hidroksit verilmektedir. Böyle hastalarda az miktarda da olsa emilen alüminyum hidroksitin birikerek zamanla beyin hasarına yol açabildiği gösterilmiştir. Alüminyumu fazla şehir suları ile yapılan hemodiyalizlerde de benzer zehirlenmeler görülmüştür. İlk kez 1976'da tanımlanan bu sendroma dializ ansefalopatisi adı verilmiş olmakla birlikte oluşumunda başka faktörlerin katkısı da olabilir. Alüminyumun böbrekleri sağlıklı

hastalarda bir zararı olduğu gösterilmemiştir (118). Günlük kritik değer 5-10 mg/gün'dür (128).

Lityum

Lityum, atom numarası 3 olan basit katı bir elementtir. Ağız yoluyla vucuda alınan lityum hızla ve tamamen emilerek renal yolla atılmaktadır. Serumda zirveye ulaşması 1-1,5 saat almaktadır. Yarı mr yaklaşık 5 saattir. Terapötik dozu 300-2700 mg/dl olup istenen istenen terapötik serum seviyesi 0,7-1,2 mmol/L' yi aştığında toksik etkiler oluşabilmektedir. Lityum tedavisi sırasında serum lityum düzeylerinin yakından izlenmesi gerekir. Böbrekler için toksiktir ve tiroid fonksiyonlarını etkileyebilmektedir. Hafif ve orta şiddeteki (1,5-2,5 mmol/L) lityum intoksikasyonunda genel yorgunluk, bulantı, kusma ve hafif konfüzyon görülürken ağır toksisite (2,5-3,5 mmol/L) tablosunda ellerde tremor, kaslarda fasikülasyonlar, hiperefleksi ve kardiyovasküler kollaps belirtileri görülmektedir (66,69).

Sodyum

Sodyum artışında kalp ve karaciğer rahatsızlıkları, renal sendromlar görülebilir. Sodyumun vücuttaki azlığında oluşabilecek sorunlar renal ve adrenal yetmezlikler ve osmotik direzistir. Lityum ile sodyumun etki mekanizması tersinirdir ve sodyum azaldığında lityum artışı ortaya çıkabilir (69). Günlük kritik değer $4,15\pm 1,01$ g/gün'dür (27).

Potasyum

Potasyum fazlalığında kalpte ritm bozuklukları, kaslarda güçsüzlük ve parestezi oluşabilmektedir. Potasyumun serum düzeyinin normal sınırların altında olması durumunda ise aşırı zayıflık, kaslarda kramplar, pareteziler meydana gelmektedir. Tkrkteki potasyum konsantrasyonu plazmanın 5-10 katı fazla olabilmektedir (69). Günlük kritik değer $3,39\pm 0,84$ g/gün'dür (27).

Silisyum

Silisyum doğada çok yaygın olarak bulunan bir elementtir. Element hali ve tuzları suda çok az eridiği için dokularda eser miktardadır. Kıkırdak proteoglikanlarına ve bağ dokusunun ara maddesine katılır. İnsanda eksikliği açıkça gösterilmemiştir. Aterosklerozda bazı dokularda silisyum miktarının artmış olduğu oysa ilerleyen yaşlarda tersine azalmış olması gerektiği bildirilmektedir (118). Yetişkinler için günlük alım dozu tam olarak bilinmemekle birlikte az sayıda kaynaktan günlük doz $18,6 \pm 8,5$ mg/gün olarak belirtilmektedir (39).

1.1.4. Dental Seramiklerde Yüzey Tabakası ve Önemi

Günümüzde endüstrinin hemen her dalında malzemelerin yüzey özelliklerini olumlu yönde geliştirmek amacıyla araştırmalar yapılmaktadır. Malzemelerin yüzey tabakaları 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 tabakası oluşturmak gereklidir (46,67).

Seramik restorasyonların son şeklinin verilmesi amacıyla çeşitli aşındırıcı sistemlerle yüzeyde düzenlemeler yapılır. Çeşitli gren boyutlarındaki elmas ve karborondum frezler ile silikon mül ve muletler 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 tabakasında yer alan mikroçatlakları etkileyebilir. Yüzeydeki mikroçatlakların sayısı, derinliği, genişliği hatta doğrultusu bile malzemenin mekanik dayanıklılığı üzerinde etkin rol oynamaktadır (10,105).

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. Bu amaçla malzemelerin yüzey özelliklerini kullanıcının istediği hale getiren teknolojiler geliştirilmiştir. Malzemelerin kullanım koşullarına göre yüzey özelliklerini araştıran ve gelişmesine katkıda bulunan bilim dalına ise "triboloji" adı verilmektedir (21).

Dental alanda kullanılan malzemelerin yüzey koşullarının olabildiğince düzgün, bazen de mikro düzensizlikleri içeren pürüzlü bir görünüme sahip olması istenir. Bu farklı yüzey özellikleri kullanılacak malzemedeki hedeflenen sonuçlara göre değişkenlik göstermektedir. Bu nedenlerle diş hekimliğinde malzemelerin tribolojik özellikleri önem kazanmaktadır (5).

Restoratif dental materyallerin tamamı katı halde bulunmaktadır. Katı malzemenin dış yüzeyi hava veya sıvı bir ortamla temas halindedir. Malzemenin dış ortamla temasta olduğu bu ara yüzeyin değerlendirilmesi ulaşılmak istenen özelliklerin elde edilmesi açısından önemlidir. Restoratif malzemelerin ağız ortamına açılan yüzeyi malzemenin doğasına, yüzey hazırlama yöntemlerine, yüzeyin çevre ile ilişkisine bağlı olarak karmaşık bir yapı göstermektedir (5).

Restoratif malzemelerin yüzey özellikleri, malzemenin dış ortamla ilişkisini belirleyici rol oynar. Örneğin malzemenin temas alanı, yüzeyde oluşan sürtünme kuvvetleri, yüzeyin kaydırıcılık niteliği gibi etkenler katı malzemenin yüzey koşullarınca belirlenir (5).

Yüzey hazırlama yöntemine bağlı olarak katı malzemelerin yüzeyinde bilinen geometrik formların dışında düzensizlikler görülür. Katı yüzeylerde yüzey oluşturma

yöntemine bağılı olarak, yüzeyde oluşan şekillerdeki varyasyondan yüzeydeki atomlar arası düzensizliklere kadar varan çeşitli yüzey düzensizlikleri oluşabilir (21).

Günümüzde kullanılan yüzey oluşturma yöntemleriyle restoratif malzemelerde moleküler düzeyde tam ve düzgün bir yüzey elde edilmesi olanaksızdır. Uygulanan yüzey bitirme yöntemiyle, yüzeyde bazı kristal şeklindeki yapılar kesilerek en düzgün ve pürüzsüz yüzey oluşturulabilse de atomlar arası mesafeyi aşan bazı çıkıntı şeklinde düzensizlikler yüzeyde kalabilmektedir. Bu sebeplerden dolayı, teknolojik uygulamalar yönünden yüzeylerin hem makro hem de mikro topografileri oldukça önemlidir (21).

Katı cisimlerde, yüzey atomlarının durgunluğu, yüzey enerji değişimleri ve yüzeye ait diğer fiziksel özellikler büyük oranda malzemenin yapısına ve yüzeye daha önce uygulanmış yüzey işlemlerine bağlıdır. Aynı malzemeye ait temiz bir kesit yüzey, taşlanmış ya da aşındırılmış bir yüzeyden daha farklı özellikler gösterir. Özellikle yüzeye uygulanan parlatma ve cilalama işlemlerinin, malzemenin yüzey yapısı üzerinde açık bir etkisi vardır. Aşındırma ve cilalama sırasında uygulanan mekanik işlemler birbirinden farklılık gösterir. Aşındırma işlemi sırasında en az yüzey kadar ya da yüzeyden daha sert aşındırıcılar kullanılırken, cilalama işlemi sırasında kullanılan malzemeler nispeten daha yumuşaktırlar (82).

Yüzey işlemleri, malzemenin yoğunluğu gibi genel fiziksel özelliklerinde 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 tabakası oluşturur (49,115). Cilalama sonucu oluşan bu yüzey tabakası "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 20-100 °A kadardır (19).

Günümüzde endüstrinin hemen her dalında malzemelerin yüzey özelliklerini olumlu yönde geliştirmek amacıyla araştırmalar yapılmaktadır. Malzemelerin yüzey tabakaları fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynar. Bu nedenle malzemelerin yüzey özelliklerinde değişiklikler oluşturularak amaca daha uygun, istenilen özelliklere sahip yüzeyler elde edilmektedir. Seramiğin olumlu özelliklerinden en yüksek düzeyde yararlanabilmek için ideal bir yüzey tabakası oluşturmak gereklidir. Bu amaçla seramik restorasyonların yüzeyinde gerekli şekillendirme işlemlerinden sonra uygulanan yüzey bitirme işlemleri ve sonuçları iyi değerlendirilmelidir (46,67).

1.1.5.1. Yüzey Bitirme Yöntemleri

Yüzey bitirme; materyalin pürüzlü formdan daha düzgün bir forma dönüştürülmesi anlamına gelmektedir (15). İyi şekillendirilmiş ve cilalanmış bir restorasyon, gıda artıkları ve patojenik bakterilerin tutunmasına engel olarak ağız sağlığının korunmasına yardımcı olur. Bunun sağlanabilmesi için toplam yüzey alanının ve restorasyon yüzeylerinin pürüzlülüğünün azaltılması gereklidir.

Düzgün yüzeylerin sağladığı avantajlar; (15)

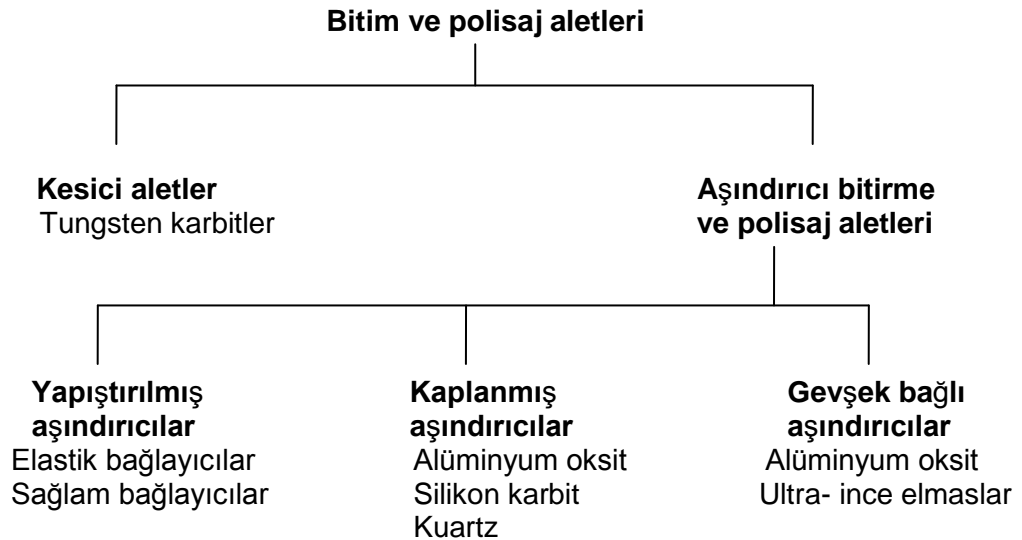
- Diş ipi ve diş fırçası yardımıyla ağız temizliği ve bakımı daha kolay yapılır.
- Bazı materyallerin kararma ve korozyona uğrama olasılığı azaltılmış olur.
- Çiğneme sırasında gıdalar, çiğneyici ve ara yüzlerden daha kolay kayabileceği için ağız işlevleri daha kolay yapılır.
- Restorasyon temas noktalarının düzgünlüğü sayesinde komşu ve karşıt dişlerdeki aşınma miktarı en aza indirilmiş olur. Bu, özellikle mine ve dentinden daha sert yapıda olan bazı seramik türleri için önem taşır.

- Kaba materyal yüzeyleri, dişler arasında fonksiyonel ve dengeleyici temasların kaybına neden olabilecek yüksek temas noktası streslerine yol açar.

Pürüzlü seramik yüzey; plak birikiminin artmasına, dişeti iltihabı ve yumuşak doku reaksiyonlarına veya karşıt dişlerde aşınmaya neden olabilir (15,52,65,73,135). Ayrıca porselenin aşındırılması seramik restorasyonun dayanıklılığını da azaltabilir (135).

1.1.5.2. Yüzey Bitirme İşlemlerinde Kullanılan Aletler ve Materyaller

Şekil 1' de sınıflandırması verilmiş olan pek çok enstrüman dişhekimliğinde restorasyon yüzeylerinin bitirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bunlar arasında en çok tercih edilenler; oluklu karbit bitirme frezleri, sert/ yüzeyi kaplanmış seramik elmas döner aletler, silikon- lastik diskler , silikon karbit ya da alüminyum oksit kaplanmış aşındırıcı diskler olarak sayılabilir (32,65).



Şekil 1. Bitirme ve polisaj aletlerinin sınıflandırılması (65)

Yüzey bitirme amaçlı kullanılan aşındırıcılar genellikle sert yapıdadırlar. Bunlar yüzeydeki büyük düzensizliklerin uzaklaştırılmasında ve yüzeye istenen şeklin

verilmesinde kullanılırlar. Polisaj amaçlı kullanılan aşındırıcılar ise daha ince grenli olup sertlikleri bitirme aşındırıcılarından daha düşüktür. Polisaj aşındırıcıları, ağız dışında ya da ağız içinde bitirme işlemleri sonrası şekillendirilmiş yüzeylerin düzgünleştirilmesi için kullanılırlar. Bir de temizleyici aşındırıcılar vardır ki bunlar da genelde küçük parçacık boyutuna sahip yumuşak materyallerdir. Mine ya da restoratif materyallere yapışmış yumuşak artıkların uzaklaştırılması amacıyla kullanılırlar (32). Kaplanmış aşındırıcılar genellikle kağıt, polyester film ya da diğer polimer destekli malzemelerdir. Aşındırıcı parçacıklar, bu malzemenin ya arka yüzünde dağılmıştır ya da simetrik olarak iki yüzü de aşındırıcıdır (32). En çok bilinen şekli dairesel kaplanmış bitirme diskleridir. Genellikle aşındırıcı parçacık olarak alüminyum oksit kullanılmakla birlikte silikon karbitin aşındırıcı olarak kullanıldığı ticari ürünler de mevcuttur. Paslanmaz çelik mandrel yardımıyla kullanılan elmas aşındırıcı parçacık ile kaplanmış silindirik dönen elmas frezler de bu grup içinde sayılmalıdır (65).

Yapıştırılmış aşındırıcılar, aşındırıcı parçacık ya da ortamın aletin tüm yüzeyinde düzgün dağılmış olduğu aşındırıcılardır. Ana yapısı lastik ya da silikon içerikli sentetik bir malzemedir fakat aynı zamanda sert ve esnemez olmalıdır. Düşük ya da yüksek hızda döner el aleti ile özellikle kompozit restorasyonların bitirilmesinde kullanılan mermi şeklinde veya sivri uçlu beyaz taş örnek olarak verilebilir (65). Diş hekimliğinde kullanılan şekliyle gevşek bağlı aşındırıcı polisaj patları, gliserin gibi suda çözünen bir materyal içinde dağılmış ince grenli alüminyum oksit ya da elmas parçacıklarından oluşur. 0.3- 1µm parçacık boyutlu alüminyum oksit patlar genellikle kompozit rezin yüzeylerin son bitirmesinde kullanılırlar. Alüminyum oksit patların porselenlerin yüzey bitirmesinde de kullanılabileceği bildirilmiştir (32,65). Elmas polisaj patları; 10 µm'den daha küçük parçacık boyutlu gevşek bağlı aşındırıcı elmas parçacık içerirler. En bilinen ve etkin olan elmas patlar, parçacık boyutu 3- 4 µm ve 1 µm olanlarıdır. Elmas polisaj patları, esas olarak uyumlama sonrası yapısı bozulmuş porselen materyallerinin son polisajı için kullanılırlar (65).

Alüminyum oksit (Al_2O_3)

Saf olmayan alüminyum oksitten değişik parçacık boyutlarında üretilir. Kalın, orta ve ince grenli parçacıklar çoğunlukla kâğıt ya da plastik disklerle yapıştırılır. Kırmızı kahverengi diskler şeklindedir. 27- 50 μm parçacık boyutlu alüminyum oksit toz hava ile aşındırma ünitesinde kullanılır (15,32).

Elmas

Bilinen en sert yapıdır. Elmas dilimler bir taşıyıcıya gömülerek taş ve disk şeklinde hazırlanır. Aşındırıcı dönen aletler, esnek metale bağlanmış aşındırıcı şeritler ve elmas polisaj patları şeklinde kullanılır (15,32).

Kuartz

Çok sert, renksiz ve transparan özellikte bol ve yaygın bulunan bir elementtir. Kuartz kristali parçaları toz haline getirilerek elde edilen keskin açılı parçacıklardan kaplanmış aşındırıcı diskler elde edilir. Sıklıkla metal alaşımların bitirilmesinde tercih edilirken minenin aşındırılmasında da kullanılabilir (15).

Silikon karbit (SiC)

Elmasta sonra ikinci sert aşındırıcıdır. Genelde kâğıt ya da plastik disklerle bağlanır. Diskler siyahtır ve ince, ekstra ince, iki kat ekstra ince grenlidir. Kaplanmış aşındırıcı diskler, camsı ve lastik bağlı enstrümanlarda kullanılır (15,32).

Kalay oksit (SnO_2)

Dişler ve ağızdaki metal restorasyonların polisajında kullanılan saf beyaz bir tozdur. Su, alkol ya da gliserinle karıştırılarak pat şeklinde de kullanılabilir (15,32).

Zirkonyum Silikat ($ZrSiO_4$)

Polisaj ajanı olarak kullanılan küçük partikül boyutlu sert bir aşındırıcıdır. Kaplanmış aşındırıcı disk ve şerit yapımında da kullanılmaktadır (15,32).

1.1.5.3.1. Polisaj

Polisaj; parlak ve düzgün bir yüzey elde etmek için, genellikle küçük partikül boyutlu (submikron boyutunda) aşındırıcılar yardımıyla gerçekleştirilen bir yüzey

işlemdir (99). Polisaj materyalleri; aşındırıcı lastik uçlar, ince partiküllü disk ve şeritler ve ince partiküllü polisaj patlarıdır. Polisaj patları; yumuşak keçe uçlar, muslin halkalar ya da parlatici lastiklerle uygulanırlar (15).

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 büyütmelede izlenebilecek şekilde yüzeyde çok ince çizikler oluşur (15).

1.1.5.3.2. Dental Seramiklerin Polisajı

Seramiklerin doku dostu olma özelliğini koruyabilmesi için yüzeyi düzgün ve pürüzsüz olmalıdır. Yüzeyi pürüzlü seramik, dokular için zararlı olduğu için koşullar ne olursa olsun ağızda bulundurulmamalıdır (2). Porselen polisajı için üreticiler tarafından hazırlanan setler, ağız içi ve ağız dışında kullanılmak üzere temel olarak iki farklı tiptedir. Dialite seramik polisaj seti (Komet/ Brasseler), Revitalizer (Cosmedent) ve Ceramiste silikon uçlar (Shofu) yapıştırılmış aşındırıcı ve lastik polisaj aletleri olarak ağız dışında kullanılan setlerin en bilinenleridir. Bu setler elmas polisaj patları ile birlikte kullanıldığında glaze uygulanmış porselen yüzeyine rakip olabilecek düzgünlükte yüzey elde edilmesini sağlar (110).

Seramiklerin, ağız dışı polisajı için alışılmış sıra öncelikle yüzeyin elmas ile kaba bitirilmesi, ikinci olarak bitirme diskleri ya da aşındırıcı lastikler ile gerekiyorsa kaba bitirme işlemine devam edilir. Daha sonra düzgünleştirilmiş yüzeyin polisaj öncesi parlatılması ve ilk polisajı için lastik polisaj aletleri kullanılır. En son sırada keçe lastik uçlar ya da çigneyici yüzeylerde yumuşak bir fırça yardımıyla gevşek bağlı elmas porselen polisaj patı uygulanarak polisaj tamamlanır (65).

Dental seramiklerin ağız içi polisajı da aynı sırayla yapılır. Elmas bitirme diskleri, lastik polisaj aletleri ve elmas polisaj patı birkaç küçük değişiklik ile ağız

içinde de uygulanabilir. Isı açığa çıkmasını önlemek için elmas diskler ile ağızda su soğutması altında çalışılmalıdır (32,65).

Seramik malzemedede parlak ve düzgün bir yüzey oluşturmaının en sık uygulanan yöntemi ise, seramik fırınında glazür uygulanmasıdır (3).

1.1.5.3.3.1. Dental Seramiklerde Glazür Tabakası

Optimum oral hijyen koşullarının sağlanmasında seramik malzemenin glazür katmanının rolü büyüktür. Restoratif dental malzemelerin plak birikimine elverişli bir ortam oluşturmaması ve oluşan dental plağın yüzeyden kolayca uzaklaştırılabilmesi istenir. Burada malzemenin yüzey özellikleri etkin rol oynamaktadır. Dental plak birikimi özellikle pürüzlü yüzeylerde gerçekleşmektedir. Seramiklerde glazür katmanı, mikro çatlakları ve yüzey defektlerini doldurup daha düzgün bir yüzey oluşturarak plak birikim potansiyelini azaltır. Glazürlenmemiş seramik malzemedede 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 (36,50,85,134). Ayrıca restoratif dental malzemelerin ağız ortamındaki sürekli pH değişimlerinden ve elektrolitik ortamdaki etkilenmemesi istenir. Seramik, uygun hazırlanan yüzey tabakası sayesinde, belirli pH değerlerinde ağız ortamında kimyasal açıdan inert bir davranış göstermektedir (60).

1.1.5.3.3.2. Seramiklerde Glazür Oluşturma Yöntemleri

a) Natürel Glazür (otoglaze): 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 (58,98,129).

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 (3).

c) Super 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 (3,4).

1.1.6. Katı Yüzeylerin Değerlendirilmesi

1.1.6.1. Katılarda Yüzey Yapısı ve İçeriğini Araştırma Yöntemleri

Katı cisimlerin yüzey yapısı, içeriği, kimyasal ve moleküler düzeydeki yapıları ve oksidasyon dereceleri hakkında bilgi sağlayan birçok yöntem vardır. Katıların yüksek vakum uygulanmış ara yüzeyleri iyon, elektron veya elektromanyetik dalgalar ile incelenerek, elektromanyetik dalgaların kırılması, difraksiyonu, saçılma ve diğer atomik düzeydeki olaylar gözlenir (1).

Mikroskopik Yöntemler:

- Akustik Mikroskop (AM)
- Atomik Force Mikroskop (AFM)
- Emisyon Alan Mikroskobu (FEM)
- İyon Alan Mikroskobu (FIM)
- Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Difraksiyon Yöntemleri:

- Düşük Enerjili Elektron Difraksiyonu (LEED)
- Fotoelektron Difraksiyonu (PhD)

Spektroskopik Element Analiz Yöntemleri:

- Sekonder iyon kütle spektrofotometrisi (SIMS)
- Proton başlatıcılı x- ışını emisyon (PIXE)
- Proton başlatıcılı gama - ışını emisyon (PIGE)
- Elektron prob mikroanalizi (EPM)
- X- ışını fotoelektron spektrometrisi (XPS veya ESCA)
- Enerji dağılımsal x- ışını spektroskopisi (EDS)
- X-ışını floresans (XRF)

1.1.6.2. Enerji dağılımsal x- ışını spektroskopisi (EDS)

Kimyasal mikroanaliz tekniği olarak tanımlanabilen EDS yöntemi, tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ile birlikte uygulanabilmektedir. EDS yönteminde, elektron demeti yönlendirilen örnek yüzeylerinden yansıyan x ışınları analiz edilerek, incelenen yüzeyin element içeriği belirlenebilmektedir (51).

SEM'e yerleştirilen örneğe elektron demeti yönlendirildiğinde, örnek yüzeyini oluşturan atomlardan elektronlar koparken, daha yüksek enerjili tabakalardan gelen elektronlar bu boşlukları doldururlar ve bu iki elektron arasındaki enerji farkını dengelemek için x ışınları serbestlenir. Her bir x ışınının enerji seviyesi, üzerinden serbestlendiği elemente özgü olarak değişir. Bu ışınların miktarları ve enerjileri EDS x ışını dedektörü ile ölçümlenerek, örnek içeriğindeki elementlerin kalitatif ve

kantitatif saptamaları elde edilebilmektedir. Buna ek olarak, incelenen yüzeyin element haritası da oluşturularak, elementlerin yüzeydeki oranları ve dağılımları görsel olarak saptanabilmektedir (51).

EDS' in temel kullanım alanları; yüzey kontaminasyon analizleri, korozyon değerlendirmeleri, kaplama içeriği analizleri, hızlı alaşım tanımlamaları, faz tanımlama ve dağılımlarının incelenmesi olarak özetlenebilir (51).

EDS yönteminin kantitatif element analizleri için yaygın bir şekilde kullanıldığı bildirilmektedir (33). Bu yöntemle, periyodik cetvelde atom numarası 11 ve üzerindeki bütün elementler kantitatif olarak belirlenebilmektedir. Ancak, x ışını spektroskopisi ile elementlerin hangi oksidasyon fazında oldukları ya da kimyasal özelliklerine ilişkin veriler elde edilememektedir (33).

EDS yönteminin en önemli kullanım alanlarından birisi de çeşitli materyallerdeki elementlerin konsantrasyonlarının ya da miktarlarının kantitatif olarak saptanabilmesidir. Kantitatif veriler, yansıyan x ışınlarının enerjileri ya da dalga boyları ile saptanırken, kantitatif veriler x ışını radyasyonunun yoğunluğu ile belirlenmektedir (33).

1.1.6.3. Yüzey Tabakalarının Karakterizasyonu

1.1.6.3.1. Yüzey Pürüzlülük Analizleri

Yüzeyin üç boyutlu topografisini belirleyen, ölçüm sırasında yüzeyden tekrarlanan deviasyonlar yüzey yapısını oluşturmaktadır. Sınırlayıcı yüzey özellikleri; detayı doğru veren, nispeten basit analitik ve ampirik yöntemlerle belirlenebilir. Kümülatif işlemlerle elde edilmiş yüzeylerde, her bölgenin son şekli yüzey üzerinde etkili birçok farklı olayın kümülatif etkisi olarak ortaya çıkar. Böyle yüzeylerde pürüzlülük adına normal bir dağılım hakimdir. Tek nokta işlemleri (dönme, şekillendirme gibi) ve geniş bölgeleri kapsayan işlemler (bileme, sürtme gibi)

genellikle normal pürüzlülük dağılımı olmayan yüzeylerin oluşmasına sebep olur (21).

1.1.6.3.2. Ortalama Yüzey Pürüzlülük Parametreleri

Yüzey pürüzlülüğü en sıklıkla, yüzeyde referans bir düzleme oranla ölçülen yükselti varyasyonlarını ifade eder. Yüzey pürüzlülüğü genellikle ANSI ve ISO tarafından tanımlanmış 2 istatistiksel yükselti tanımlayıcısından biri ile karakterize edilir (21). Bunlar;

1) Ra-CLA (merkez çizgi ortalaması);

AA (aritmetik ortalama)

2) Rq (Rms: ortalama kök kare)

Standart sapma veya varyans

Merkez çizgi; üzerinde ve altında kalan yüzey profil alanlarının eşit olduğu referans çizgidir.

Ra; merkez çizgiden mutlak vertikal sapma değerlerinin aritmetik ortalamasıdır. Bu parametre çoğu ülkede resmi bir standarttır.

Standart sapma; orta çizgiden vertikal sapmaların, karelerinin aritmetik ortalamalarının kare köküdür. İstatistiksel analizlerde sıklıkla kullanılır.

Bunların dışında aşırı değer yükselti tanımlayıcıları da yüzey pürüzlülük parametrelerindedir. Bunlar;

Rt: R max, en yüksek tepe ile en alçak girinti arası mesafe

Rp: Merkez çizgi ile en yüksek tepe noktası arası mesafe-maksimum tepe yüksekliği

Rv: Merkez çizgi ile en alçak girinti arası mesafe- maksimum derinlik

Rz: En yüksek 5 nokta ile en alçak 5 nokta arası mesafenin ortalaması

Rpm: Merkez çizgi ile en yüksek 5 nokta arası mesafenin ortalaması (21)

Yükseklik ve derinlik değerlerinin ortalamalarının alınmasının sebebi, yüzey pürüzlülük analizlerinde bazen oluşan ve tek tek ölçüldüklerinde hatalı sonuçlar veren atipik girinti ve yükseltilerin etkisini en az düzeye indirmektir. Rz ve Rpm ISO tarafından önerilen uygulanabilir yüzey pürüzlülük tanımlayıcılarıdır. Çoğu tribolojik uygulamada, referans merkez çizgi üzerindeki en yüksek noktaların yüksekliği önemli bir parametredir. Ancak bir yüzey profilinin tam karakterizasyonu için bu parametrelerin hiçbiri yeterli değildir. Bu parametreler, yüzey profilinin vertikal yöndeki oransal değerlerini ilgilendirir; girinti ve tepelerin frekansı ve bulunma düzenleri hakkında bilgi vermez. Farklı profile sahip yüzeyler için aynı Ra ya da Rq değerlerinin ölçülmesi mümkündür. Bu numerik parametreler esas olarak aynı yöntemlerle hazırlanmış yüzeylerin karakterizasyonunda yararlıdır. Ortalama pürüzlülük parametreleri ile yüzeylerin topografik haritalarının oluşturulması da mümkündür (21).

Restoratif materyallerde bitirme ve polisaj sistemleri ile bu amaçla kullanılan enstrümanların etkinliğini belirlemek amacıyla en sık kullanılan yöntemler; yardımcı ve yardımcısız yapılan görsel değerlendirmeler, taramalı elektron mikroskobu incelemeleri ve profilometrelerin kullanılmasıdır (65). Her üç yöntem de oldukça hassastır ve detaylara özen gösterilerek dikkatli kullanıldığında, bitirme ve polisaj sistemlerinin performansı hakkında oldukça faydalı ve tekrarlanabilir bilgi verir.

Yüzey yapısının ölçümünde kullanılan teknikler arasında bu amaçla üretilmiş, yüzeye temas eden iğne uçlu tarayıcılar ve yüzeye temas etmeyen laser tarayıcılar sayılabilir ki bunlar iki boyutlu ölçüm yaparlar. Ayrıca üç boyutlu ölçüm yapabilmek için mikroskoplar kullanılabilir (100).

Profilometre cihazı; hazırlanmış örnek yüzeyi üzerinde sabit doğrusal bir mesafede, boyutları belirli elmas bir uç yardımıyla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Hem dijital hem de analog donanım ve yazılım kullanılarak alınan kayıtların yanında yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü (Ra) de hesaplamaktadır (65).

1.1.7. Sıvılarda Madde ve Madde Miktarı Saptama Yöntemleri

a) Kimyasal Yöntemler

- Titrimetri (volümetri)
- Oksidimetri
- Çökeltme yöntemleri
- Kompleksometri

b) Fiziksel Yöntemler

- Gravimetri
- Kolorimetri-Fotometri-Spektrofotometri
- Nefelometri-Türbidimetri
- Refraktometri
- Polarimetri
- Gazometri
- Fluorometri
- Elektroforez
- Kromatografi
- Elektrokemistri-ISE
- İmmünokimyasal Yöntemler
- Otoanaliz

Bu analiz yöntemleri çok çeşitli olmakla birlikte en hızlı ve kolay uygulanabilen yöntemlerden biri spektrofotometrik yöntemlerdir (7).

Spektrofotometrik Yöntemler

- Ultraviyole Görünür Bölge Absorbsiyon Spektroskopisi
- Floresans ve Fosforesans Spektroskopisi
- Atomik Absorbsiyon Spektroskopisi
- Atomik Emisyon ve Atomik Floresans Spektroskopisi

- Kızılötesi Spektroskopisi
- Nükleer Manyetik Rezonans (NMR) Spektroskopisi
- Kütle Spektrometrisi

1.1.7.1. Kütle Spektrometrisi

Kütle spektrometrisi yönteminde, atom veya moleküllerden gaz fazında iyonlar oluşturulur ve bu iyonlar kütlelerine göre birbirinden ayrılarak kaydedilir. Bir maddenin kütle spektrumunun elde edilebilmesi için bunun önce gaz fazına geçirilmesi ve daha sonra iyonlaştırılması gerekir. Örnek önce kütle spektrometresinin vakum altında tutulan giriş kısmına gönderilir ve madde gaz fazında değilse, ısıtılarak gaz fazına geçmesi sağlanır. Gaz haline getirilmiş maddenin molekülleri ince bir delikten difüzyon ile iyonlaşma bölgesine sızarlar (7).

1.1.7.2. Endüktif Eşleşmiş Plazma-Kütle Spektrometresi (ICP-MS)

ICP-MS (Inductively Coupled Plasma – Mass Spectrometer) katı ve sıvı örneklerde çok sayıda elementin hızlı, ucuz, hassas ve doğru biçimde, niteliksel, niceliksel ya da yarı-niceliksel olarak ölçülmesine olanak sağlayan ileri teknoloji ürünü bir analiz tekniğidir. Kütle spektrometrisi yönteminde, atom veya moleküllerden gaz fazında iyonlar oluşturulur ve bu iyonlar kütlelerine göre birbirinden ayrılarak kaydedilir. Teknik elektromanyetik indüksiyonla 10,000 °K sıcaklığa ulaştırılan argon plazması tarafından örneğin iyonize edilmesi; iyonize elementlerin kütle spektrometresi tarafından ayrıştırılması ve element derişimlerinin elektron çoklayıcı bir dedektör tarafından ölçülmesi aşamalarını içerir. Bir maddenin kütle spektrumunun elde edilebilmesi için bunun önce gaz fazına geçirilmesi ve daha sonra iyonlaştırılması gerekir. Örnek önce kütle spektrometresinin vakum altında tutulan giriş kısmına gönderilir ve madde gaz fazında değilse, ısıtılarak gaz

fazına geçmesi sağlanır. Gaz haline getirilmiş maddenin molekülleri ince bir delikten difüzyon ile iyonlaşma bölgesine sızarak. Kütle spektrometresinde iyonlaştırma bölgesinde elde edilen iyonlar, elektrikle yüklü plakalara doğru çekilerek hızlandırılır ve kütle ayırıcısına gönderilir. Kütle spektrometresinde kütle ayırıcısından geçen iyonlar dedektör tarafından algılanır (7).

Dedektörde bir iletken kap, spektrometrenin öteki kısımlarına göre negatif bir potansiyelde tutulur ve böylece bu kaba doğru çekilen pozitif yüklü iyonlar elektrik akımı oluştururlar. Kütle spektrometresinde, belli koşullarda elde edilen ve parçalanma ürünlerini içeren kütle spektrumu aynı koşullarda elde edilmiş spektrumlarla karşılaştırılarak molekülün nitel analizi yapılır (7).

Kütle spektrumunda ölçülen en şiddetli yükselti, “**temel yükselti**” adını alır ve bu, parçalanma ürünleri içinde en kararlı iyonla aittir. Öteki piklerin bağıl şiddetleri bu pike göre hesaplanır. Kütle spektrometresinde gözlenen yükseltelerin yüksekliği örnekte bulunan maddenin derişimi ile doğru orantılı olduğundan bu yöntem, nicel analiz amacıyla da kullanılır. Bu yöntemle nicel analiz, 10^{-9} - 10^{-6} g gibi çok az örnek miktarı ile ve büyük bir duyarlılıkla yapılır (7).

Örnekteki tüm elementlerin derişimleri 1 ile 2 dakika arasında değişen oldukça kısa bir sürede ölçülür. ICP-MS ölçüm tekniğinde sıvı örnekler Çözelti ICP-MS, katı örnekler ise çözeltiye alınarak Çözelti ICP-MS ya da doğrudan Lazer Aşındırma ICP-MS teknikleri ile ölçülebilirler. Mevcut “Lazer Aşındırma ICP-MS” sistemi 2005 yılı itibariyle Türkiye’deki tek sistemdir. Yöntem, adli tıpta ve uyuşturucu madde analizinde sık kullanılmaktadır (137).

1.1.7.3. Ölçülen Elementler ve Ölçüm Sınırları

ICP-MS ile gerçekleştirilen niceliksel analizde pek çok element için ölçüm sınırı ppb (mikrogram/kilogram) ve altı düzeydedir. Uygun koşullarda ppt (nanogram/kilogram) düzeyindeki derişimler de güvenilir biçimde belirlenebilir. Niceliksel analizlerde element derişimleri yüksek saflıkta “NIST Traceable”

kalibrasyon standartları kullanılarak belirlenir. Bu ölçümlerde doğruluk ölçülen değer \pm %5'i dolayındadır. Niteliksel analizlerde örnek bileşiminde yer alan elementler kesin biçimde saptanırlar. Kalibrasyon standardı bulunmayan elementler için derişim değerleri yarı-niceliksel olarak belirlenebilir. Bu ölçümlerde doğruluk ölçülen değer \pm % 30'u dolayındadır. ICP-MS ile 80'e yakın elementin derişimi belirlenebilmektedir. ICP-MS laboratuvarlarının mevcut kalibrasyon standartları ile niceliksel olarak ölçülebilen element sayısı rutin uygulamada 68'dir. Derişimi yarı-niceliksel olarak belirlenen elementlerle birlikte bu sayı 79 elementi kapsayacak şekilde genişletilebilmektedir. Genel olarak, İçsel Standard elementlerinden 3 ile 5 adedi niceliksel analiz kapsamı dışında tutulmaktadır (137).

Bu çalışmada, söz edilen güncel yöntemlerden faydalanılarak tüm seramiklerin farklı ağız koşullarından etkilenme oranlarının ve yüzey bitirme yöntemlerinin seramik direncine etkisinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Buna göre bu araştırmanın H_0 hipotezi, farklı pH, sıcaklık değerleri ve yüzey bitirme yöntemleri farklı tüm seramik üst yapılarının yüzey pürüzlülüğü ve iyon salınımlarını etkilemez. H_1 hipotezi ise, farklı tüm seramik üst yapılarının yüzey pürüzlülüğü ve iyon salınımları farklı pH, sıcaklık değerleri ve yüzey bitirme yöntemlerinden etkilenmektedir.

BÖLÜM II

GEREÇ VE YÖNTEM

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

2.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması

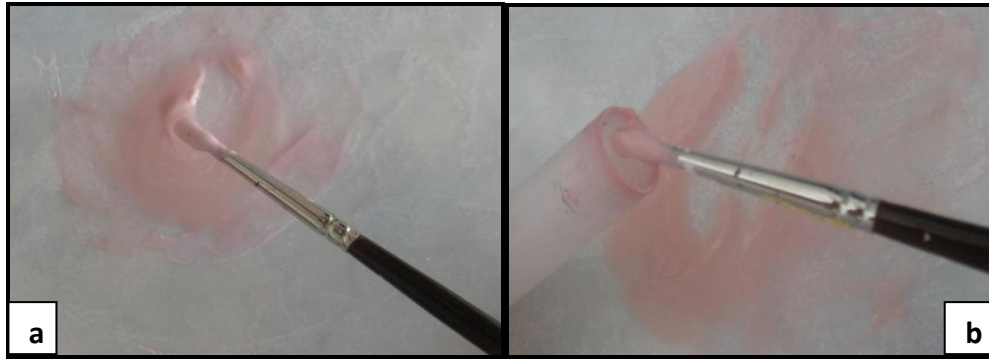
Çalışmamız için, farklı alt yapı güçlendirme teknikleri için piyasada yaygın olarak kullanılan 5 farklı markaya ait porselen üst yapı sistemi seçilmiştir. Örnek sayıları ve seçilen markalar Tablo 2 'de gösterilmiştir.

Üretici Firma	Üst Yapı Seramiği	Güçlendirme Tekniği	Otoglaze (n)	Polisaj (n)
Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Empress II	Lityum disilikat	20	20
Vita Zahnfabrik, Badsackingen, Almanya	Vita VM7	Aluminumoksit	20	20
ICE Zircon, Zircozahn, Bruneck, İtalya	Zirkon Ice	Zirkonyumoksit	20	20
Noritake Dental Supply, Co. Nagoya, Japonya	Noritake CZR	Zirkonyumoksit	20	20
Dentsply Ceramco, York , ABD	Finesse	Lösit	20	20

Tablo 2. Kullanılan seramik markaları ve örnek sayıları

Seramik örneklerin şekil ve boyutları, Uluslararası Standartlar Enstitüsü'nün (ISO) seramik korozyon testleri için önerdiği 6872 no'lu standarta göre belirlenmiştir. Örnek standardizasyonunu ve uygulama kolaylığını sağlamak amacıyla 10 mm. çap ve 3 mm. yüksekliğinde silindirik plastik kalıp hazırlanmıştır.

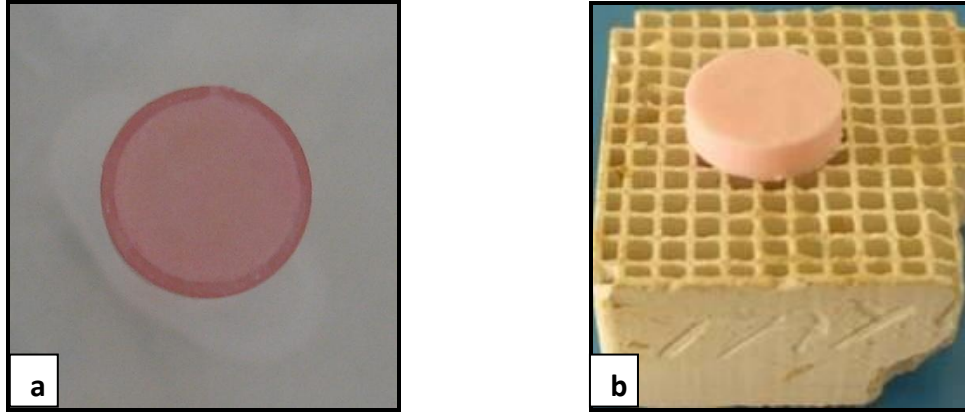
Belirtilen sayıdaki örnekleri hazırlamak üzere porselen dentin tozu ve likiti üretici firmanın önerileri doğrultusunda, cam levha üzerinde samur fırça (No: 6) yardımıyla karıştırıldı (Resim 1).



Resim 1 a) Porselen dentin tozunun fırça yardımıyla karıştırılması

b) Hazırlanan porselen hamurunun kalıp içine yerleştirilmesi

Hazırlanan karışım silindirik plastik kalıp içinde kondanase edilerek yüzeye çıkan fazla likit kurutma kağıdı ile uzaklaştırıldı (Resim 2.a) Kalıptan çıkarılan seramik örnekler platin folyo üzerinde taşıyıcı tablaya alınarak seramik fırınına yerleştirildi (Resim 2.b). Her örnek grubuna üretici firma tarafından önerilen pişirme programı uygulanarak sinterizasyon işlemi tamamlandı. Her örnek grubu için ayrı ayrı uygulanan sinterizasyon protokolleri Tablo 3 'de gösterilmiştir.



Resim 2 a) Plastik kalıp içinde kondanse edilen porselen hamuru

b) Kalıptan çıkarılıp taşıyıcı tabla üzerine alınan seramik örnek

Seramik Markası	B (°C)	t↑(°C/dk)	T (°C)	S (dk.)	H (dk.)	V ₁	V ₂
Empress II	403	60	840	4	2	450	839
Vita VM7	500	55	910	6	1	600	910
Zirkonzahn	300	55	820	6	1	400	820
Noritake CZR	500	55	930	5	1	600	930
Finesse	450	35	760	5	0,5	450	760

Tablo 3. Seramik örneklerin sinterizasyonu için üretici firmaların önerdiği programlar

B: Sinterizasyon başlangıç sıcaklığı

T: Sinterizasyon son sıcaklık

t↑: Sıcaklık artışı/dk.

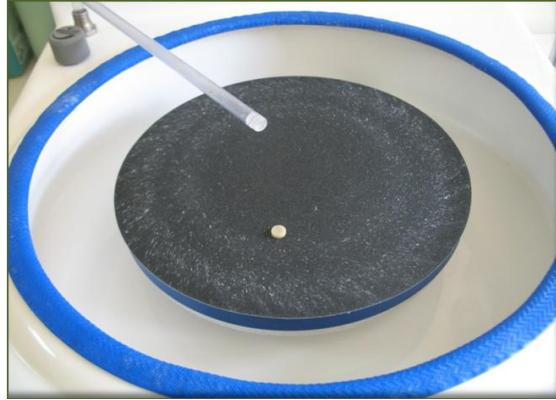
S: Kurutma süresi

H: Son sıcaklıkta bekletme süresi

V₁: Vakum başlangıç sıcaklığı

V₂: Vakum bitim sıcaklığı

Uygulanacak yüzey bitirme işlemlerinden önce yüzey standardizasyonunu sağlamak için örnekler, benzer çalışmalarda uygulanan protokole uygun olarak (117) zımpara makinesinde (Phoenix Beta, Buehler, USA) 300 rpm sabit devirde, 600 grid' lik silikon karbid zımparalarla su soğutması altında 10 sn süreyle zımparalanmıştır (Resim 3).



Resim 3. Seramik örneklerin yüzey işlemleri öncesinde su soğutması altında zımparalanması

Zımparalama işlemi tamamlandıktan sonra tüm örneklere 15 dakika süreyle etanol içinde ultrasonik temizleme uygulanmış ardından tüm örnekler 20 saniye boyunca distile su ile yıkanmış ve 30 saniye hava spreyi ile kurutulmuştur.

Eşit sayıdaki örneklerin yarısına her bir üretici firmanın önerisi doğrultusunda tavsiye edilen glazür programı takip edilerek naturel glazür uygulanmıştır (Resim 4). Seramik örnekler için uygulanan glazür programları Tablo 4'de gösterilmektedir.

Seramik Markası	B (°C)	t↑(°C)	T(°C)	S(dk)	H(dk)
Empress II	403	55	780	6	2
Vita VM7	500	80	900	-	1
Zirkonzahn	350	55	820	5	2
Noritake CZR	600	50	930	5	0,5
Finesse	450	70	750	3	-

Tablo 4. Seramik örneklere uygulanan natural glazür programları



Resim 4. Seramik örneklere her üretici firmanın önerisi doğrultusunda natural glazür uygulanmıştır.

Örneklerin diğer yarısına ise mekanik polisaj işlemi uygulamak amacıyla Shofu Tüm Seramik Bitirme ve Polisaj Seti (Shofu All Ceramic Finishing and Polishing Kit) kullanılmıştır (Resim 5). Tüm seramik restorasyonlar için üretilen bu polisaj seti, Dura – Gren silisyumkarbit mœletlerin yanı sıra elmaslaştırılmış silikon parlaticısı ve oldukça ince gren çaplı (fine) mœletler ve parlaticılar içermektedir. Örneklerin polisajı, aynı araştırmacı tarafından, setin içerisinde yer alan 4 farklı mœletin (2 yeşil mœlet + 2 polisaj lastiği) her biri dönen bir el aleti (10000 devir/dk) ile 20’şer saniye uygulanarak tamamlanmıştır.



Resim 5. Shofu Tüm Seramik Bitirme ve Polisaj Seti

Glazür ve mekanik polisaj işlemlerini takiben tüm örnekler mikroskopik incelemeler öncesinde tekrar etanol ve distile su içinde ultrasonik banyoda temizlenmiş, yıkanmış ve kurutulmuştur.

Hazırlanan örnekler mikroskopik incelemeler ve korozyon deneyleri yapılmak üzere İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fizikokimya Laboratuvarı'na sevk edilmiştir.

2.2. Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri

Seramik örneklerin yüzeylerinde korozyon testleri öncesi ve sonrasındaki olası değişikliklerin karşılaştırılması amacıyla yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür. Test örneklerinin yüzey pürüzlülük ölçümleri, profilometre cihazı (SJ 201 Mitutoyo Corp, Kawasaki, Japonya) kullanılarak yapılmıştır (Resim 6). Bu cihaz yardımıyla yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla cihazın 5 µm çapındaki elmas ucu ile tüm örnek yüzeyi bir ucundan diğer ucuna kadar 3,9 mN sabit yük altında ve 0.100 mm/s hızda hareket ettirilerek taranmıştır. Bu işlem her bir örnek için yüzeyin genel karakteristiğini elde etmek amacıyla farklı yönlerden 10 kez tekrarlanmıştır. Bu ölçümlerden elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak her örnek için ortalama bir Ra değeri elde edilmiştir.



Resim 6. Test örneklerinin yüzey pürüzlülük ölçümlerinde kullanılan profilometre cihazı (SJ 201, Mitutoyo Corp, Kawasaki, Japonya)

Element analizleri öncesinde örneklere, ultrasonik banyoda isopropanol ile standart bir temizleme işlemi uygulanmış ve kurutulmuştur. Bu işlemin uygulanması, özellikle metal ve seramik yüzeylerinde oluşan hidrokarbon kontaminasyonunun minimale indirilmesi açısından önemlidir.

2.3. Yüzeydeki Element Analizleri

Element analizleri EDX (Energy Dispersive X-Ray Spectrophotometer) kullanılarak yapılmıştır (Resim 7). Yüzey ölçümleri için cihazın enerji seviyesi 93,9 eV'a ayarlanmıştır. Cihazdan gönderilen X ışın demeti ile örnek yüzeyi arasındaki açı 45° dir ve her ölçüm için taranan örnek yüzey alanı $0,8 \times 2 \text{ mm}^2$ dir. Cihazın ekranında gözlenen grafikte her elementin yüzeyde bulunma yoğunluğuna göre

farklı eğriler çizdiği görülmüştür. Bu grafiklerdeki değerlere göre yüzeyin element içeriği saptanmıştır. Dışardan oluşabilecek kontaminasyondan dolayı bu ölçümlerde karbon dikkate alınmamıştır. Ölçümler her örnek için 5 kez tekrarlanmıştır. Yüzeyde aranan her elementin bulunma miktarı % olarak ölçülmüş ve ilgili yüzey için aritmetik ortalamaları alınarak örnek yüzeyindeki % değerleri hesaplanmıştır. Üst yapı seramiklerinde farklı markaların üretici firmalarının, malzemenin içinde olduğunu bildirdiği ve EDX yöntemiyle ölçümleri yapılan elementler Tablo 5 'de belirtilmiştir.

Seramik Markası	Si	Al	Na	K	Ca	Zr	Ti	Zn	Fe	P
Finesse	+	+	+	+	-	-	-	-	-	-
Empress II	+	+	+	+	-	+	-	+	-	+
Zirkonzahn	+	+	+	-	-	-	-	-	+	-
Vita VM7	+	+	+	+	+	-	-	-	-	-
Noritake	+	+	+	-	-	+	+	-	-	-

Tablo 5. EDX yöntemiyle seramik yüzeylerinde ölçümleri yapılan elementler



Resim 7. Element analizlerinde kullanılan EDX (Energy Dispersive X-Ray Spectrophotometer) cihazı

EDX yöntemi kullanılarak yapılan yüzeydeki element analiz işlemlerinden sonra, örnekler ultrasonik banyoda distile su içinde (ISO 3696) yıkandıktan sonra sterilizatörde $150^{\circ}\text{C} \pm 5^{\circ}\text{C}$ 'de 4 saat kurutulmuştur.

Bu işlemlerden sonra seramiklerin yaşlandırması için ISO' nun belirlediği 6872 no'lu standartta göre korozyon işlemleri, sulu ve asidik ortamlarda gerçekleştirilmiştir.

2.4. Seramik Korozyon Testleri

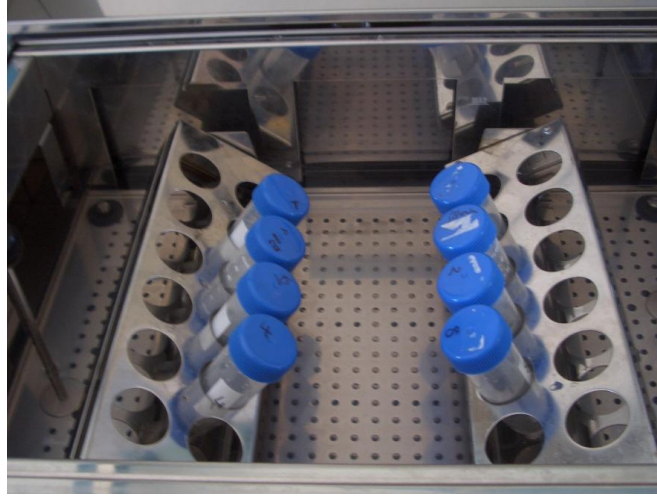
2.4.1. Su Korozyon Testleri

Ağız ortamında ölçülen pH derecelerinin pH 2 ile pH 9 arasında değişkenlik gösterdiği belirtilmektedir (84). Bu nedenle çalışmamızda **su korozyon deneyleri** için ortalama değerler olması açısından pH 4,5 pH 7 ve pH 9 olmak üzere üç farklı pH değeri seçilmiştir.

Bu standarta göre su korozyon deneyleri için; her markadan hazırlanan glazürlü ve polisajlı seramik örnekler, her bir deney ortamında bir adet ve her pH grubunda 5'er tane olacak şekilde polietilen tüplere yerleştirilmiştir. Örneklerin pH 7, pH 4,5 ve pH 9 olan solusyonların içine tam olarak batması sağlanmıştır. Daha sonra örnekler yıpratma işlemi uygulanmak üzere termostatik çalkalama cihazına (4080 Incubator Shaker, Innova, Herisau, İsviçre) yerleştirildi (Resim 8). Belirlenen pH ortamlarına bırakılan örneklere 37 °C'de 18 saat boyunca termostatik çalkalama cihazında yıpratma işlemi uygulandı.

2.4.2. Asit Korozyon Testleri

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 (62). 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 yıpratma oluşturarak dental seramiklerin uzun dönem stabiliteleri hakkında yorum yapılabilmesi açısından daha avantajlıdır (93). Bu nedenle, su korozyon deneylerinden ayrı olarak **asit korozyon deneylerinde** seramik örneklere, 18 saat süreyle pH 2,4 olan %4'lük asetik asit çözeltisi içinde termostatik çalkalama cihazında yıpratma işlemi uygulanmıştır. Bu işlem süresince mikroçatlak oluşumunu engellemek amacıyla, son sıcaklık 80°C olacak şekilde sıcaklık kademeli olarak arttırılmıştır.



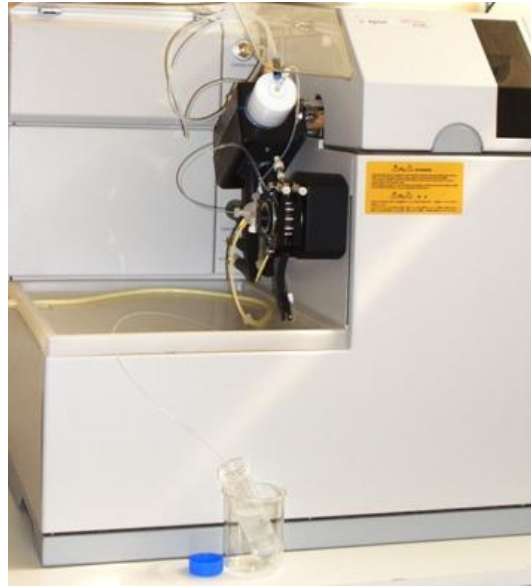
Resim 8. Örneklerin yaşlandırma işleminin gerçekleştirildiği termostatik çalkalama cihazı (4080 Incubator Shaker, Innova, Herisau,İsviçre)

Yaşlandırma deneylerinden sonra seramik örnekler polipropilen tüplerden uzaklaştırılmıştır. Örneklerin distile su ile yıkanıp kurutulmalarının ardından kimyasal yorulma sonrasında EDX cihazıyla, başlangıç değerleriyle karşılaştırmak için, tekrar yüzeyde element analizleri yapılmıştır. Bu işlemin ardından profilometre cihazı ile başlangıç değerleri elde edilirken uygulanan kurallar takip edilerek tekrar yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüştür.

Korozyon deneylerinde kullanılan polipropilen tüpler, içlerinden seramik örnekler çıkarıldıktan sonra kapakları tekrar kapatılarak, solüsyonlara örneklerden salınan elementlerin analizleri yapılmak üzere ICP-MS cihazına sevk edilmiştir. ICP-MS cihazında analizleri yapılacak solüsyon örnekleri Resim 9 'da görülmektedir.



Resim 9. Yaşlandırma işlemi sonrasında ICP-MS cihazında analizleri yapılacak olan solüsyon örnekleri



Resim 10. Solüsyon örneklerinin ICP-MS cihazında element analizleri

Test solusyonlarında, ICP-MS' in standart solusyonunda yer alan 26 elementin olup olmadığı saptanmış ve miktarları ppb (particle per billion) cinsinden ölçülmüştür (Resim 10). Ölçüm sınırlarının altında olan miktarlar 0 ppb olarak belirtilmiştir.

2.5. Seramik Tozlarının Elementel Analizleri

Araştırmamızda disk şeklindeki örnekleri hazırlamada kullandığımız seramik tozlarının içeriğindeki element analizleri yapılmak üzere her markanın seramik tozu XRF (Inel, Equinox) cihazında analiz edilmiştir. Bu amaçla seramik tozları sıkıştırılarak ince peletler haline getirilmiş ve içeriğinde yer alan her elementin bulunma miktarı % olarak ölçülmüştür.

Elde edilen tüm veriler gruplar arası karşılaştırmalar için istatistiksel analizlerin yapılması amacıyla Ege Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim A.D.' na gönderilmiştir.

BÖLÜM III

BULGULAR

3.1. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin İstatistiksel Bulguları

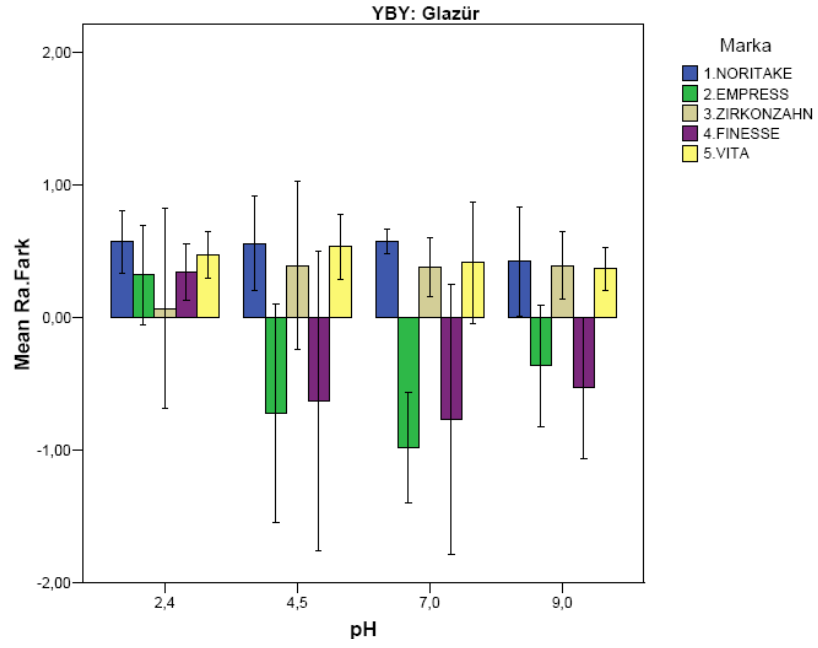
Korozyon testleri sonrasında Ra değerlerindeki değişim oranlarının farklılığını saptamak amacıyla Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapılmıştır. Ra değişikliklerinin tanımlayıcı istatistikleri Tablo 6' da gösterilmektedir. Ra değişikliği ile seramik markaları, pH, ve yüzey bitirme yöntemi arasındaki etkileşim ise t-testi ile analiz edilmiştir. Seramik gruplarında görülen Ra değişikliğinin bir kısmının pH değişkenliklerinden bir kısmının ise yüzey bitirme tekniğinden etkilendiği saptanmıştır.

Ra Değişimi (Ort ± SS)		Noritake		Empress		Zirkonzahn		Finesse		Vita	
Yüzey Bitirme Yöntemi		Glazür	Polisaj	Glazür	Polisaj	Glazür	Polisaj	Glazür	Polisaj	Glazür	Polisaj
pH 2,4	Ra	0,8±0,03	0,7±0,06	0,8±0,03	0,6±0,08	0,7±0,06	0,6±0,02	0,7±0,05	0,7±0,09	0,7±0,07	0,6±0,02
	Ra final	0,2±0,09	1,3±0,5	0,5±0,1	0,4±0,1	0,6±0,2	0,4±0,1	0,4±0,05	0,4±0,04	0,2±0,01	0,2±0,04
pH 4,5	Ra	0,8±0,08	0,63±0,1	0,7±0,09	0,6±0,09	0,8±0,03	0,7±0,06	0,8±0,05	0,7±0,04	0,7±0,1	0,7±0,05
	Ra final	0,25±0,1	0,2±0,08	1,5±0,3	0,4±0,1	0,4±0,2	0,3±0,08	1,4±0,4	0,3±0,08	0,2±0,06	0,3±0,06
pH 7	Ra	0,8±0,04	0,5±0,07	0,8±0,03	0,7±0,06	0,7±0,02	0,8±0,02	0,7±0,08	0,7±0,06	0,7±0,09	0,7±0,02
	Ra final	0,2±0,07	0,3±0,05	1,8±0,1	0,4±0,05	0,3±0,06	0,5±0,1	1,5±0,3	0,2±0,06	0,3±0,2	0,3±0,04
pH 9	Ra	0,7±0,1	0,7±0,1	0,7±0,1	0,7±0,1	0,7±0,05	0,7±0,07	0,7±0,06	0,7±0,1	0,8±0,03	0,7±0,1
	Ra final	0,3±0,1	0,2±0,08	1,1±0,3	0,3±0,1	0,3±0,04	0,18±0,1	1,2±0,2	0,47±0,1	0,4±0,1	0,2±0,03

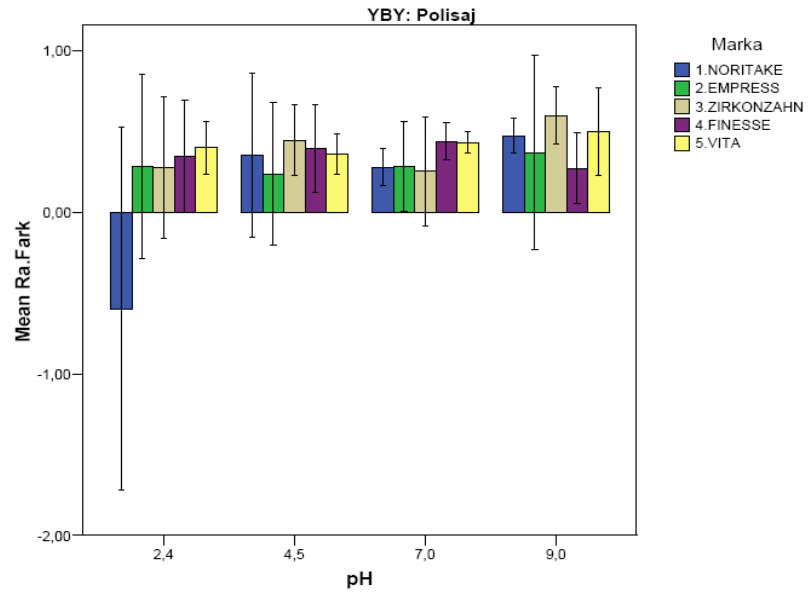
Tablo. 6 Farklı pH ortamlarında görülen Ra değişikliklerinin ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar arasında Ra değişiklikleri açısından ikili karşılaştırmalar t-testi ile analiz edilmiştir. Glazürlü seramik örneklerde pH 4,5, pH 7 ve pH 9'da Empress ve Finesse gruplarında korozyon testleri sonrasında Ra değerlerinde yükselme gözlenmiştir. Gruplar arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Diğer gruplarda pH değişkenlikleri karşısında büyük bir değişim gözlenmemiş, sadece glazürlü Zirkonzahn örneklerde pH 2,4'de ölçülen yüzey pürüzlülük değeri diğer

gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Polisajlı örneklerde ise, korozyon sonrasında Ra değerinde artış pH 2,4'de sadece Noritake grubunda gözlenmiştir ($P < 0,05$). Ra değişimleri Grafik 1 ve Grafik 2 'de görülmektedir.



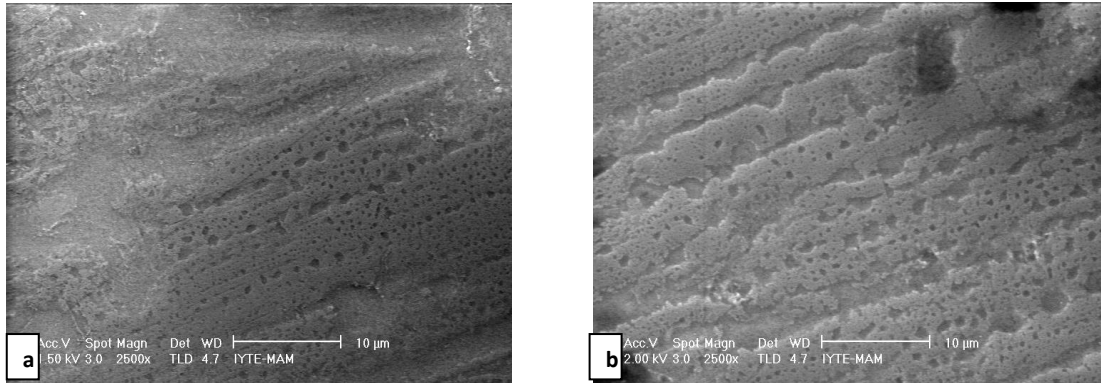
Grafik 1. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Ra değerleri



Grafik 2. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin Ra değerleri

3.2. SEM İncelemeleri

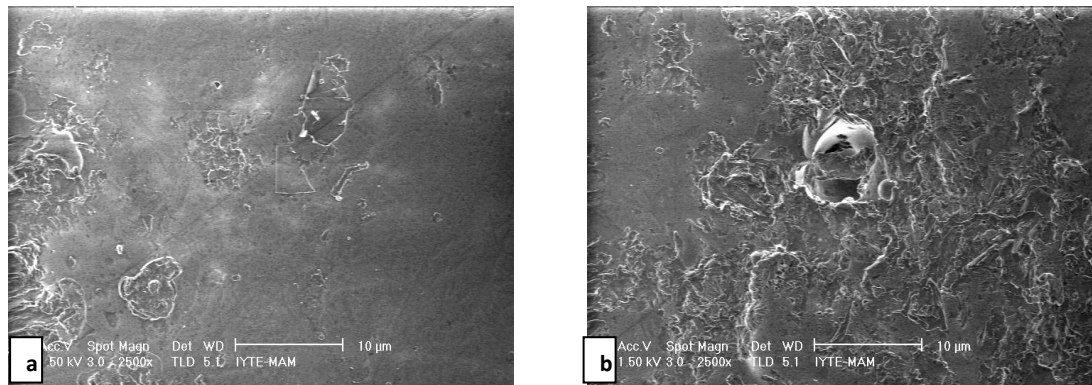
Seramik örneklerden, kimyasal yıpratma işlemi öncesi ve sonrasında SEM görüntüleri alınmıştır. Resim 11 a ve Resim 11 b' de glazürlü Finesse örneklerin pH 4,5' de yıpratma öncesi ve sonrasındaki yüzeyleri görülmektedir.



Resim 11 a: Glazürlü Finesse örneğin yıpratma öncesi görünümü

b: Glazürlü Finesse örneğin pH 4,5'de yıpratma sonrasındaki görünümü

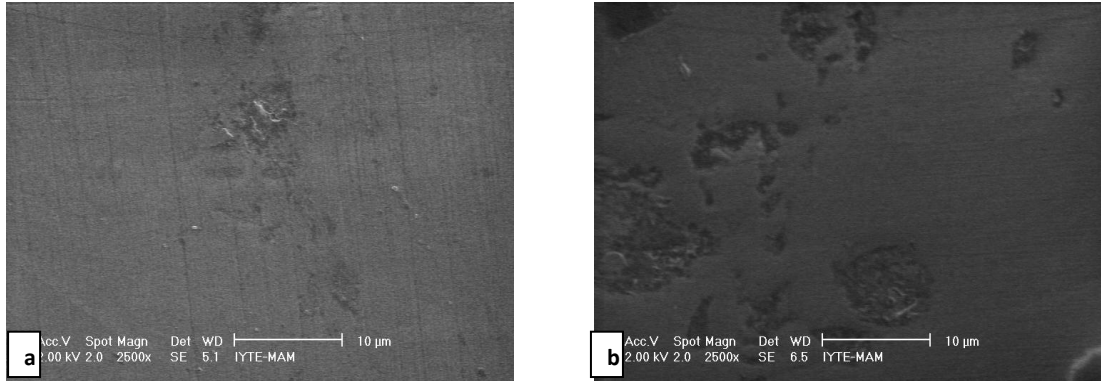
Yıpratma işleminin pürüzlülüğü artırdığı ve yüzeyi daha homojen hale getirdiği gözlemlenebilmektedir.



Resim 12 a: Glazürlü Empress örneğin yıpratma öncesi görünümü

b: Glazürlü Empress örneğin pH 4,5'de yıpratma sonrasındaki görünümü

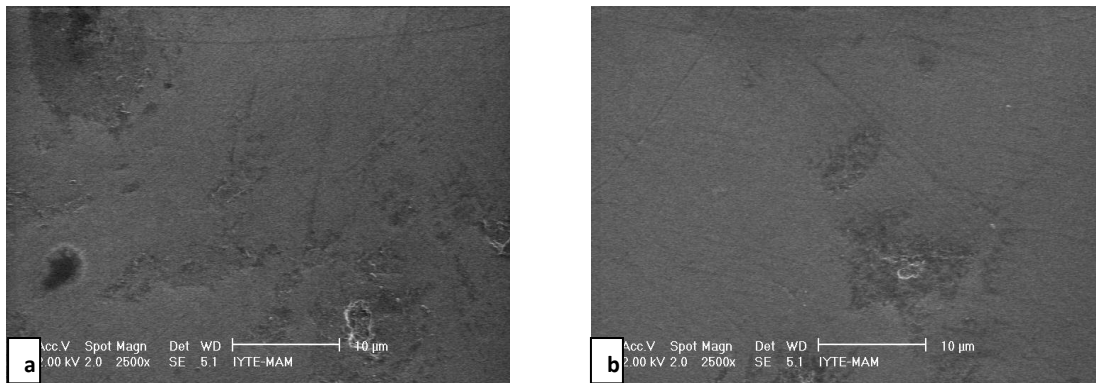
Polisajlı grupların yüzey pürüzlülük değeri ve kimyasal dayanımlarının glazür uygulanan gruplara yakın düzeyde olduğu saptanmıştır. Düşük pH değerlerinde polisajlı Noritake örneklerde ise yüzey pürüzlülüğünün diğer polisajlı gruplara göre belirgin derecede arttığı görülmektedir (Resim 13a – Resim 13b).



Resim 13 a: Polisajlı Noritake örneğin yıpratma öncesi görünümü

b: Polisajlı Noritake örneğin pH 2,4’de yıpratma sonrasındaki görünümü

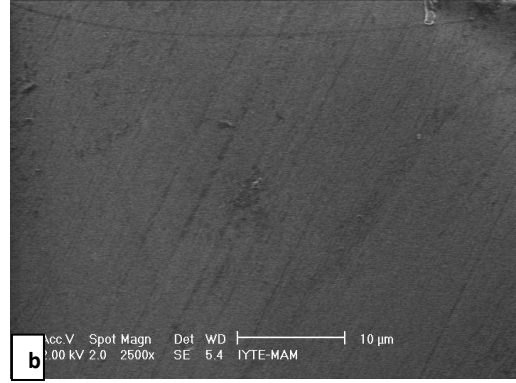
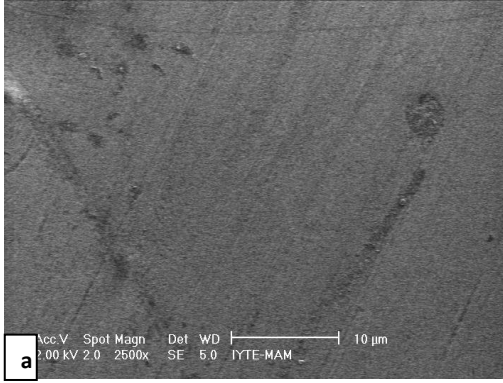
Yüzey pürüzlülüğünün bazı seramik gruplarında çeşitli pH değerlerinde düştüğü gözlenmiştir. Özellikle polisajlı Vita grubunda pH 2,4’de daha pürüzsüz yüzeyler görülmektedir (Resim 14a - Resim 14b).



Resim 14 a: Polisajlı Vita örneğin yıpratma öncesi görünümü

b: Polisajlı Vita örneğin pH 2,4’de yıpratma sonrasındaki görünümü

Polisajlı Zirkonzahn örneklerde de pH 2,4'de yüzey pürüzlülüğünde belirgin bir düşüş izlenmiştir. Resim 15 a ve Resim 15 b' de yüzey pürüzlülüğünün azaldığı net bir şekilde izlenmektedir.



Resim 15 a: Polisajlı Zirkonzahn örneğinin yıpratma öncesi görünümü

b: Polisajlı Zirkonzahn örneğinin pH 2,4'de yıpratma sonrasındaki görünümü

3.3. Glazürlü ve Polisajlı Örneklerin İyon Salınım Değerlerinin İstatistiksel Bulguları

Beş farklı seramik grubu arasında farklı pH değerlerindeki element salınım oranlarının farklılığını saptamak amacıyla Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapılmıştır. Si, Al, Li ve Na salınım düzeylerinde farklı pH değerlerinde farklı yüzey bitirme tekniğine bağlı olarak istatistiki açıdan anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($p < 0.05$).

3.3.1. Si Salınım Değerleri

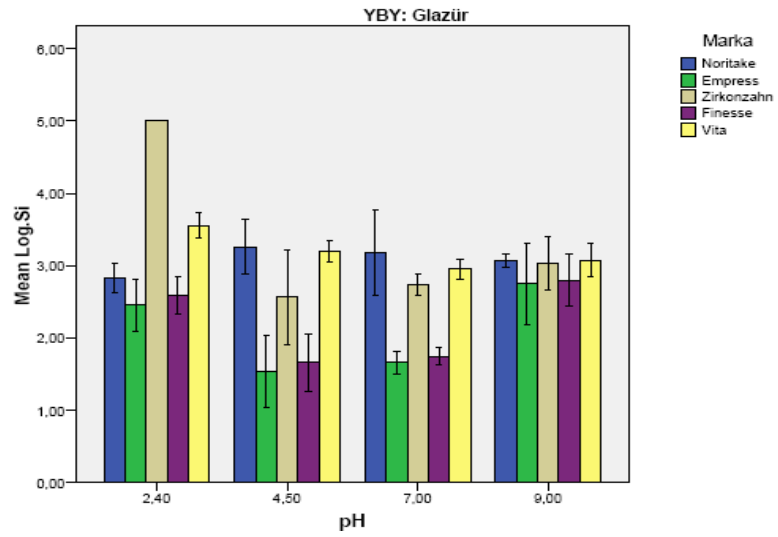
Farklı seramik türlerinin glazürlü ve polisajlı gruplarından salınan Si değerleri Tablo 7 'de gösterilmektedir.

Si Salınımı (ppb)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Glazürlü Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	686,1±131,9	294,8±87	101733±284,3	394,8±87	3636,3±557
pH 4,5	Ort ± SS	1883,3±597,3	37,7±18,8	410,13±213,6	47,6±18,8	1569,8±223,6
pH 7	Ort ± SS	1702,6±1026,5	46±6,6	550,8±73,1	56±6,5	898,2±115,1
pH 9	Ort ± SS	1175,1±101,1	611,5±303,2	1113,3±409,2	644,8±201,7	1211,7±260
Si Salınımı (ppb)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Polisajlı Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	9855±397,5	903,2±166	3343,6±355	936,5±77,1	102683,3±4175
pH 4,5	Ort ± SS	1033,3±406,6	199±20,7	87,1±3,2	298,9±20,7	725,6±197
pH 7	Ort ± SS	1277,3±657,2	2459±1141	79,2±26,9	3459,3±1141,4	287,9±34,3
pH 9	Ort ± SS	1450±37,3	632,1±57,7	34±7,5	732,1±57,7	1003±362,5

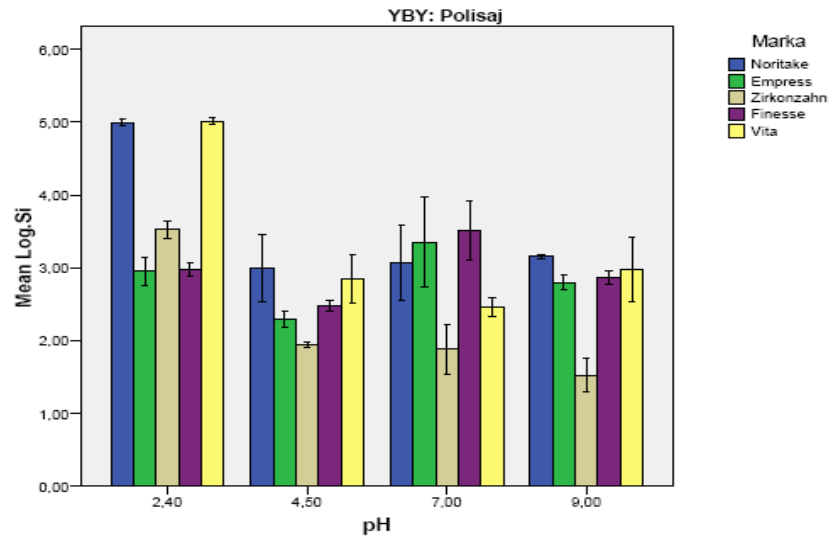
Tablo 7. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Si salınım değerleri

Gruplar arasındaki ikili karşılaştırmalar Tukey HSD Testi ile analiz edilmiştir. Genel olarak polisajlı örneklerde pH 2,4'de belirgin bir artış olmuştur. Tukey testi sonuçlarına göre en düşük Si salınımı pH 7'de glazürlü örneklerde, pH 9'de ise Zirkonzahn'ın polisajlı grubunda görülmüştür. En yüksek Si salınımı ise pH2,4'de

polisajlı örneklerde, Zirkozahn'ın ise bu pH değerinde glazürlü grubunda görülmüştür. Gruplar arasında görülen bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).



Grafik 3. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Si salınım değerleri



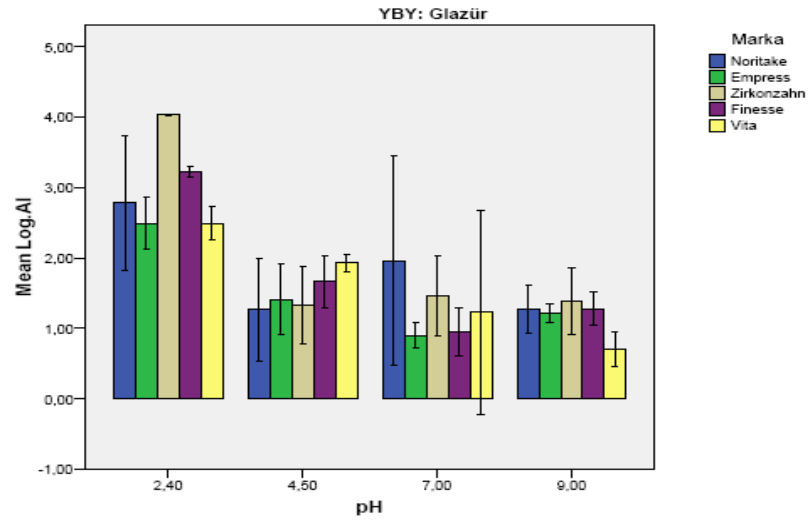
Grafik 4. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin Si salınım değerleri

3.3.2. Al Salınım Değerleri

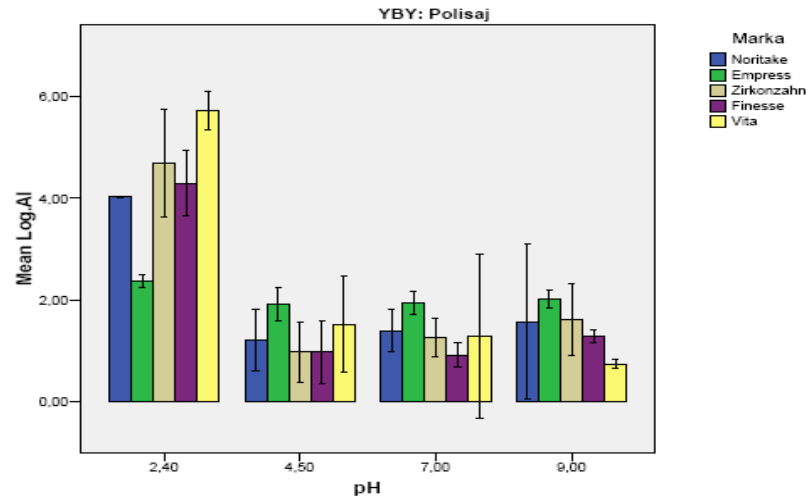
Al Salınımı (ppb)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Glazürlü Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	757,2±539,6	322,1±97,8	10723,3±88,9	1687,7±132,2	136,3±66,3
pH 4,5	Ort ± SS	21,3±13,9	27,9±14	23,5±10,2	48,3±17,7	86,5±9,9
pH 7	Ort ± SS	178,6±237,9	8±1,3	31,4±15,1	9,3±3,1	29,6±19,3
pH 9	Ort ± SS	19,6±5,9	16,5±1,9	25,9±11,3	19,4±4,4	5,09±1,09
Al Salınımı (ppb)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Polisajlı Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	1073,6±152,9	233,1±26,7	62833±41036	22218±13124	552854±21218
pH 4,5	Ort ± SS	18±8,1	86,1±25,8	10,2±4,8	10,5±6,2	40,9±26,7
pH 7	Ort ± SS	25,8±10,6	88,6±19,3	19±6,7	8,3±1,8	41,9±58,6
pH 9	Ort ± SS	63,4±6,2	103,7±17,7	47,8±28,1	19,2±2,3	5,5±0,48

Tablo 8. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Al salınım değerleri

Hem gazürlü hem polisajlı örneklerin Al salınımlarında pH 2,4'de diğer pH değerlerine göre belirgin bir artış gözlenmektedir. Polisajlı grupların salınım değerleri genel olarak glazürlü gruplardan daha yüksektir. Tukey testi sonuçlarına göre en düşük salınım oranları pH 9'da glazürlü ve polisajlı Vita örneklerde gözlenmiştir. Bu örnekleri pH 7' de en düşük Al salınım değerleri ile Finesse'in polisajlı ve glazürlü grupları takip etmektedir. En yüksek salınım değerleri ise pH 2,4'de polisajlı Noritake ve Finesse grubunda ölçülmüştür. Gruplar arasında görülen bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).



Grafik 5. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Al salınım değerleri



Grafik 6. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin Al salınım değerleri

3.3.3. Na Salınım Değerleri

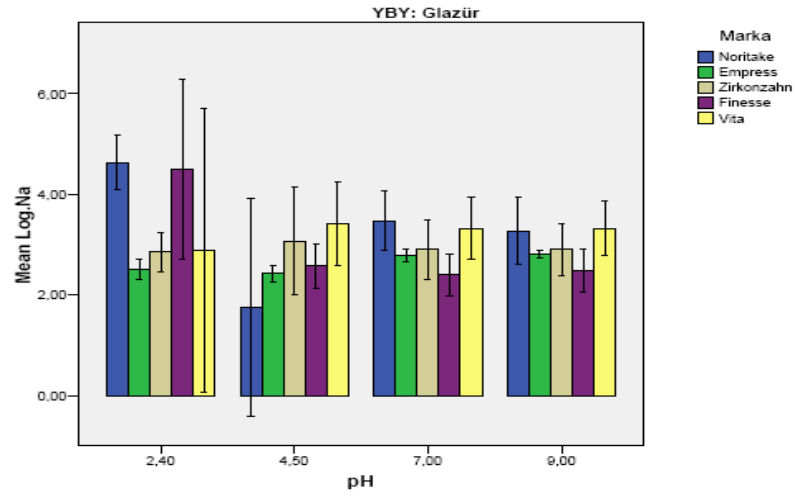
Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Na salınım değerleri

Tablo 9 'da görülmektedir.

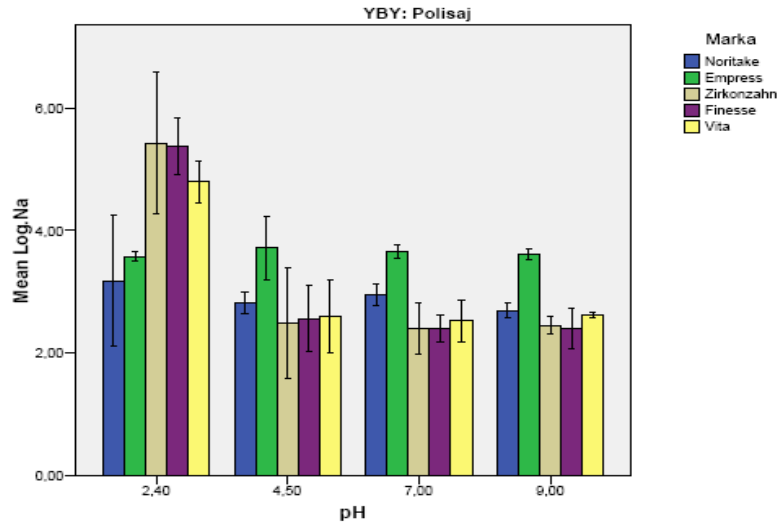
Na Salınımı (ppb)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Glazürlü Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	46800±25199,4	326±61	740±270,4	70775±95757	2373±2024
pH 4,5	Ort ± SS	184,1±281,1	267,6±40,5	1647±170,7	393,6±152,2	3045±1973
pH 7	Ort ± SS	3285,1±1886	607,9±70,8	897,1±514,3	264,2±104,1	2324±1096
pH 9	Ort ± SS	2096,5±1023	645,3±50,2	856±420,7	322,8±133,1	2274±1219
Na Salınımı (ppb)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Polisajlı Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	2058±1936,3	3737±273,6	399866±43762	247002±1144	64273,3±20660
pH 4,5	Ort ± SS	651,6±107,3	5633±2947	391,4±349,3	391,1±177	439,3±244,2
pH 7	Ort ± SS	895,6±143	4534,8±454	263,5±109,1	247,7±47,9	345,5±115,9
pH 9	Ort ± SS	495,4±53,3	4176,1±347	279,4±38,2	258±73,7	411,4±18,6

Tablo 9. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Na salınım değerleri

Seramik gruplarının polisajlı örneklerinde genel olarak Na salınım miktarları daha yüksek bulunmuştur. pH 2,4'de bu artış daha fazla göze çarpmaktadır. Empress grubunda polisajlı örneklerde Na salınım miktarları artmış olmakla birlikte her iki yüzey bitirme tekniği uygulanan grubun kendi içinde pH değişimlerinden etkilenmediği yakın değerlerde salınım gösterdiği gözlenmektedir. Tukey testi sonuçlarına göre en yüksek Na salınımını pH2,4'de polisajlı Zirkonzahn ve Finesse grubunda iken, en düşük değer pH 4,5'de glazürlü Noritake grubunda saptanmıştır. Gruplar arasında görülen bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).



Grafik 7. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Na salınım değerleri



Grafik 8. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin Na salınım değerleri

3.3.4. Li Salınım Değerleri

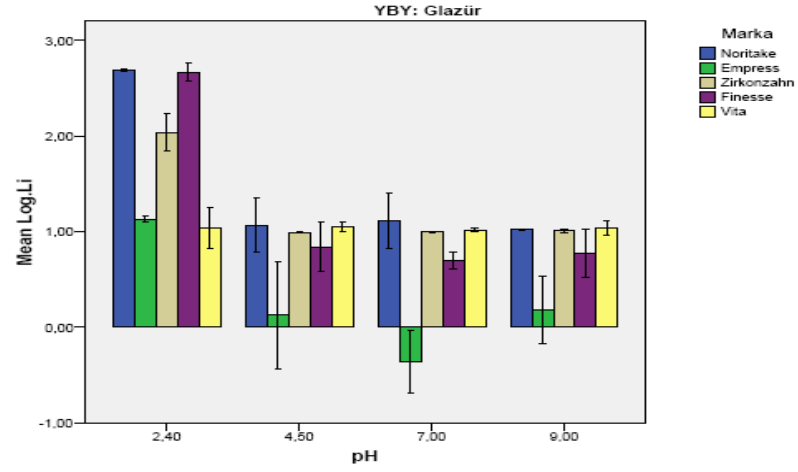
Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Li salınım değerleri

Tablo 10' da görülmektedir.

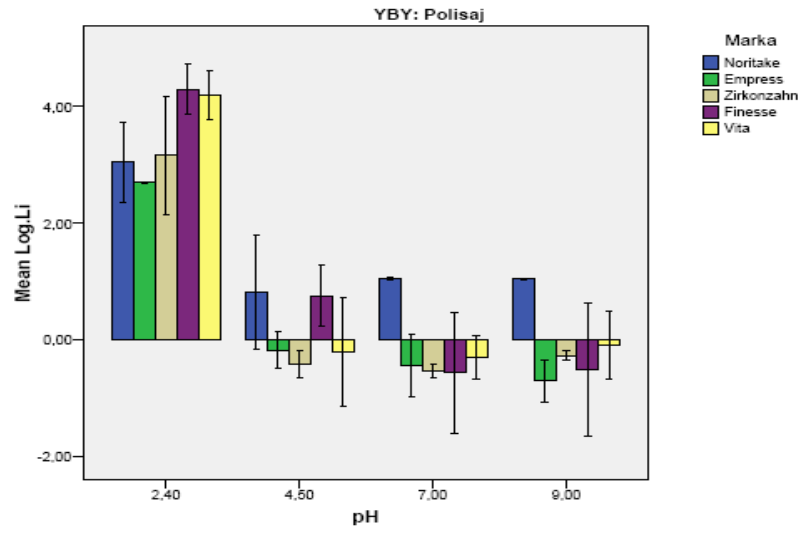
Li Salınımı (ppb)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Glazürlü Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	490,6±4,8	13,4±0,3	110,9±20,2	469±41,8	11,1±2,3
pH 4,5	Ort ± SS	11,9±3,2	1,4±0,6	9,8±0,08	7±1,7	11,2±0,5
pH 7	Ort ± SS	13,3±3,8	0,4±0,1	9,8±0,08	4,9±0,3	10,4±0,1
pH 9	Ort ± SS	10,5±0,9	1,5±0,4	10,1±0,1	6,04±1,4	10,8±0,7
Li Salınımı (ppb)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Polisajlı Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	1267,6±837,9	499,3±3,6	1807±1140,5	20547±7053	16389±7035,1
pH 4,5	Ort ± SS	8,1±5	0,68±0,1	0,3±0,08	6,09±3	0,7±0,48
pH 7	Ort ± SS	11,1±0,2	0,4±0,21	0,2±0,03	0,3±0,2	0,5±0,18
pH 9	Ort ± SS	11,1±0,1	0,2±0,06	0,5±0,04	0,44±0,4	0,8±0,5

Tablo 10. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki Li salınım değerleri

Li salınımlarında pH 2,4'de tüm seramik gruplarında, diğer pH değerlerine göre belirgin bir artış gözlenmektedir. Seramik markalarında ölçülen salınım miktarları, glazürlü gruplara göre polisajlı gruplarda daha yüksektir. Diğer pH değerlerinde ölçülen salınım miktarlarında seramiklerin kendi polisaj ve glazür grupları içinde anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Tukey testi sonuçlarına göre en düşük Li salınım değerleri pH 7 ve pH 9' da polisajlı Empress, Zirkonzahn ve Finesse gruplarında gözlenmiştir. En yüksek Li salınım değerleri ise pH 2,4'de polisajlı Finesse ve Vita gruplarında olmuştur. Gruplar arasında görülen bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).



Grafik 9. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Li salınım değerleri



Grafik 10. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin Li salınım değerleri

3.4. Glazürlü ve Polisajlı Örneklerin Korozyon Testleri Öncesi ve Sonrası Yüzey Element Analizlerinin İstatistiksel Bulguları

Glazürlü ve polisajlı seramik gruplarının korozyon testleri öncesinde ve sonrasında yüzeylerindeki element dağılımları yüzde olarak hesaplanmıştır. Yüzeyde oluşan değişim miktarı ise ilgili elementin korozyon öncesinde yüzeyde ölçülen değerinden korozyon sonrasında yüzeyden ölçülen değer çıkarılarak hesaplanmıştır.

Beş farklı seramik grubu arasında farklı pH değerlerindeki korozyon testleri sonrasında yüzeydeki element dağılımlarında oluşan değişikliklerin farklılığını saptamak amacıyla Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapılmıştır. Tüm markalarda yüzeyde bulunan ortak elementler olan Si, Al ve Na salınım düzeylerinde farklı pH değerlerinde farklı yüzey bitirme tekniğine bağlı olarak istatistiki açıdan anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($p < 0.05$). Yüzeyde bulunan elementler ile salınan ortak elementler karşılaştırmak amacıyla ölçülmüştür. Ancak yüzeydeki Li değerleri yüzeyden çok fazla saçılmaya sebep olduğundan hiçbir grupta cihaz tarafından ölçülememiştir. Na ise sadece Empress grubunda ölçüm sınırının altında kaldığından saptanamamıştır. Gruplar arasındaki ikili karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile analiz edilmiştir.

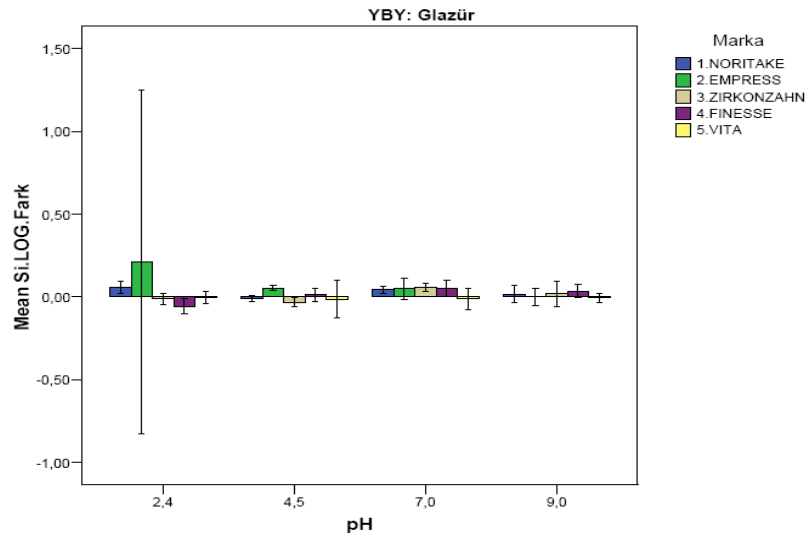
3.4.1. Korozyon Testleri Sonrasında Yüzeydeki Si Değişimi

Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin korozyon testleri öncesi ve sonrasında yüzeydeki Si değişimi Tablo 11' de görülmektedir.

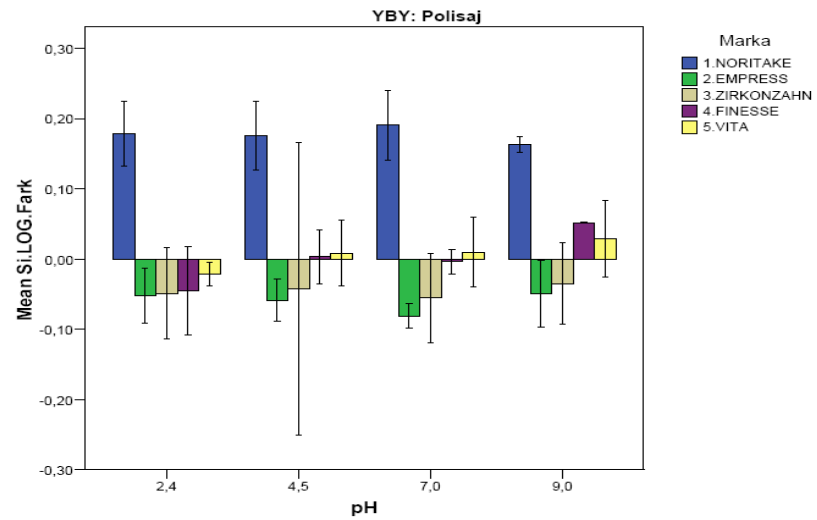
Si Değişimi (%)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Glazürlü Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	8,85±2,3	13,5±30,6	_1,72±1,97	_9,06±3,07	_0,89±2,3
pH 4,5	Ort ± SS	_1,52±1,3	7,05±0,9	_4,38±1,6	1,55±2,2	_2,28±7,1
pH 7	Ort ± SS	6,81±1,2	6,57±3,3	7,13±1,2	6,94±2,9	_2,08±4,3
pH 9	Ort ± SS	2,55±3,3	2,7	4,12	4,87±2,09	_0,85±1,7
Si Değişimi (%)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Polisajlı Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	23,83±2,6	_7,6±2,4	_6,35±3,1	_6,95±3,8	_3,36±1,1
pH 4,5	Ort ± SS	23,61±2	_8,37±1,9	4,9 ±9,9	0,49±2,2	1,33±2,9
pH 7	Ort ± SS	25,1±1,97	_12,23±1,1	_7,47±3,4	_0,52±1,7	1,56 ±3,03
pH 9	Ort ± SS	21,63±0,7	_7±2,83	_4,88±3,2	7,31±0,29	4,35±3,2

Tablo 11. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki yüzeydeki Si değişimi

Yüzeydeki Si değişim değerleri incelendiğinde, glazürlü örneklerde farklı pH değerlerinde yüzeydeki Si değişimlerinde anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Yüzeydeki Si değerlerindeki en büyük sapmalar ise pH 2,4'de Empress grubunda gözlenmiştir. Glazürlü Finesse ve Zirkonzahn gruplarında yüzeydeki Si değerlerinde korozyon testleri sonrasında artış gözlenmiştir. Polisajlı örneklerde sadece Noritake grubunda tüm pH değerlerinde Si oranında azalma gözlenmiştir. Tukey HSD testi sonuçlarına göre, en düşük Si değişimi glazürlü gruplarda pH 4,5 , pH 7 ve pH 9'da gözlenirken en yüksek değişimler (Yüzeyde Si azalmıştır) polisajlı Noritake grubunun tüm pH değerlerinde ölçülmüştür. Diğer polisajlı gruplarda ise yüzeydeki Si değişimi korozyon testleri sonrasında artış yönündedir. Gruplar arasındaki bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).



Grafik 11. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin yüzeylerindeki Si değişimi



Grafik 12. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin yüzeylerindeki Si değişimi

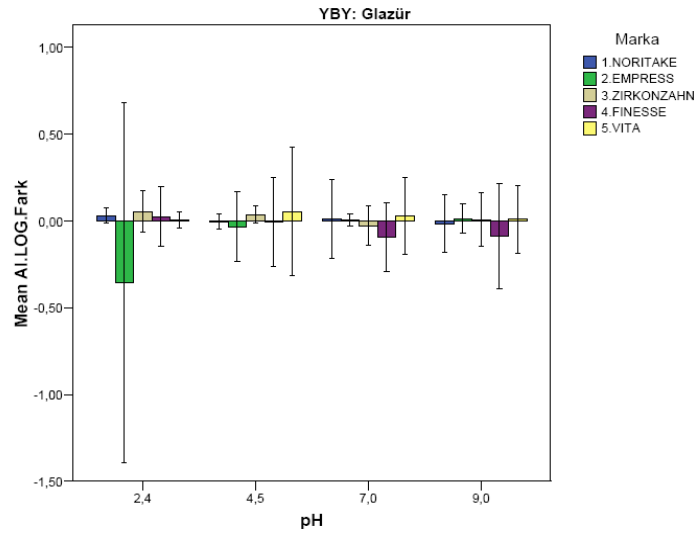
3.4.2. Korozyon Testleri Sonrasında Yüzeydeki Al Değişimi

Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin korozyon testleri öncesi ve sonrasında yüzeydeki Al değişimi Tablo 12' de görülmektedir.

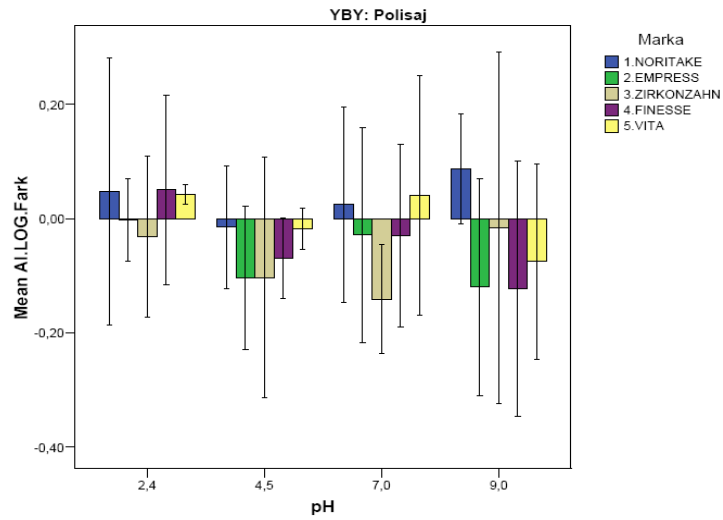
Al Değişimi (%)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Glazürlü Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	0,78±0,3	_27,2±38	1,69 ±1,5	0,65±1,7	0,27±0,8
pH 4,5	Ort ± SS	_0,13±0,4	_1,31± 3,1	1,31 ±0,67	_0,21±2,6	1,65±5,6
pH 7	Ort ± SS	0,28±3,4	0,25± 0,49	_1±1,6	_2,7±2,3	1,18±3,7
pH 9	Ort ± SS	_0,53±1,9	0,61 ±1,3	0,15±2,1	_2,63±3,7	0,45±3,3
Al Değişimi (%)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Polisajlı Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	1,36±2,7	_0,12±0,9	_0,91±1,7	1,46±1,9	1,6±0,2
pH 4,5	Ort ± SS	_0,56±1,5	_3,51±1,8	_3,38±2,7	_2,15±0,8	_0,76±0,62
pH 7	Ort ± SS	0,76±2,3	_1,02±2,5	_4,5±1,4	_0,98±1,7	1,57±3,2
pH 9	Ort ± SS	2,69±1,1	_4,48±2,9	_0,7±5 4	_4,03±2,9	_3,21±2,9

Tablo 12. Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin farklı pH' lardaki yüzeydeki Al değişimi

Yüzeydeki Al değerleri incelendiğinde, glazürlü örneklerde farklı pH değerlerinde yüzey bitirme tekniği ve marklara bağlı olarak gözlenen değişimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır. Glazürlü Finesse ve Empress gruplarında korozyon testleri sonrasında yüzeydeki Al miktarında artış gözlenmiştir. En yüksek standart sapma ise glazürlü Empress grubunda pH 2,4'de ölçülmüştür. Diğer gruplardaki değişim, korozyon sonrasında yüzeyde Al artışı yönünde olmuştur. Polisajlı örneklere bakıldığında, Al miktarı özellikle pH 4,5, pH 7 ve pH 9'da korozyon sonrasında artmıştır. Gruplar arasındaki ikili karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile yapılmıştır. Yüzeydeki en yüksek Al değişimi Ph 2,4'de Glazürlü Empress örneklerde gözlenmiş ve yüzeydeki Al miktarı artmıştır. Yüzeydeki azalma yönünde en yüksek orandaki Al değişimi ise pH 9'da polisajlı Noritake grubunda gözlenmiştir. Gruplar arasındaki bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).



Grafik 13. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin yüzeylerindeki Al değişimi



Grafik 14. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin yüzeylerindeki Al değişimi

3.4.3. Korozyon Testleri Sonrasında Yüzeydeki Na Değişimi

Glazürlü ve polisajlı seramik örneklerin korozyon testleri öncesi ve sonrasında yüzeydeki Na değişimi Tablo 13' de görülmektedir.

Na Değişimi (%)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Glazürlü Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	0,47±2,1	_	_2,24±3	_0,006±1,3	_1,69±1,6
pH 4,5	Ort ± SS	1,83±1,9	_	_0,9±1,9	_6,85±4,7	_1,21±2,2
pH 7	Ort ± SS	_0,75±2,1	_	_2,94±4,2	_8,06±2,9	_1,65±3,1
pH 9	Ort ± SS	_1,95±2,5	_	_1,5±1,6	_10,7±0,9	_2,28±0,8
Na Değişimi (%)		Noritake	Empress	Zirkonzahn	Finesse	Vita
Polisajlı Örnekler						
pH 2,4	Ort ± SS	0,33±0,7	_	_10,06±3,2	2,56±2,7	_0,21±0,69
pH 4,5	Ort ± SS	_4,27±1,1	_	_6,87±0,9	_6,46±2,6	_4,11±0,8
pH 7	Ort ± SS	_7,51±0,9	_	_4,51±2,5	_2,9±1,6	_4,61±0,6
pH 9	Ort ± SS	_1,36±2,2	_	_5,02±0,9	_7,84±4,6	_3,8±0,4

Tablo 13. Glazürlü ve polisajlı örneklerin farklı pH' lardaki yüzeydeki Na değişimi

Yüzeydeki Na değerleri incelendiğinde, glazürlü örneklerde farklı pH değerlerinde yüzey bitirme tekniği ve marklara bağlı olarak gözlenen değişimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır. Glazürlü örneklerde Noritake grubu dışındaki tüm gruplarda ve tüm pH değerlerinde yüzeydeki Na oranında artış gözlenmektedir. Polisajlı örneklerde ise pH 2,4'de Finesse ve Noritake dışındaki tüm gruplarda tüm pH değerlerinde Na oranındaki değişim artış yönünde olmuştur. Gruplar arasındaki ikili karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile yapılmıştır. Yüzeydeki Na oranında en büyük artışlar pH 2,4' de polisajlı Zirkonzahn örneklerde pH 9' da ise glazürlü Finesse grubunda gözlenmiştir. En düşük değişim ise pH 2,4'de glazürlü ve polisajlı Noritake grubunda gözlenmektedir. Yüzeydeki Na değerlerindeki değişim, genel olarak korozyon sonrasında artış yönünde olmuştur. Gruplar arasındaki bu farklılık hem markalar açısından hem de yüzey bitirme tekniği

açısından istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Empress örneklerde ise yüzeyde Na değeri ölçülememiştir.

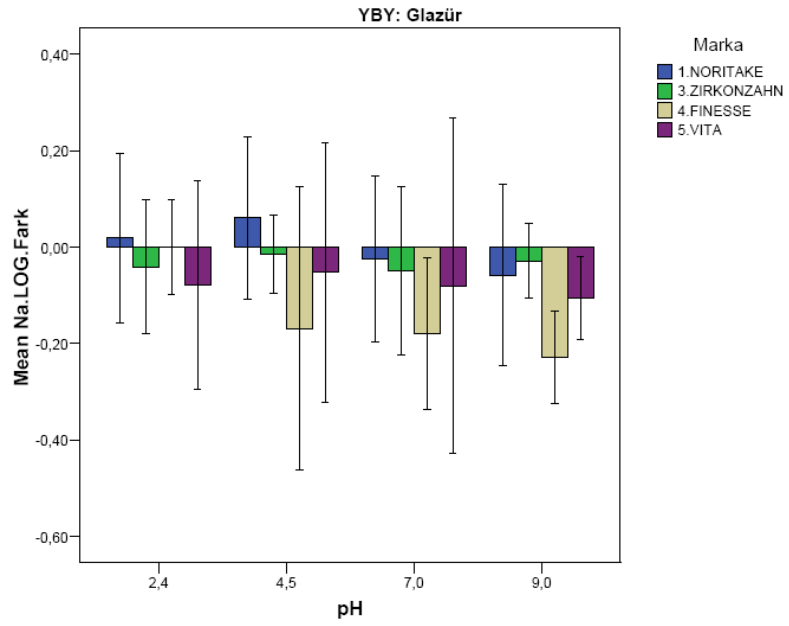
3.5. Seramik Tozlarının Elementel Analiz Bulguları

Seramik tozlarına yapılan elementel analiz sonuçlarına göre saptanan elementlerin yüzdelik değerleri Tablo 14'de gösterilmektedir. Seramik tozları için ölçülen element oranlarının disk şeklindeki seramik örneklerin yüzeylerinde ölçülen element oranlarından farklı olduğu saptanmıştır.

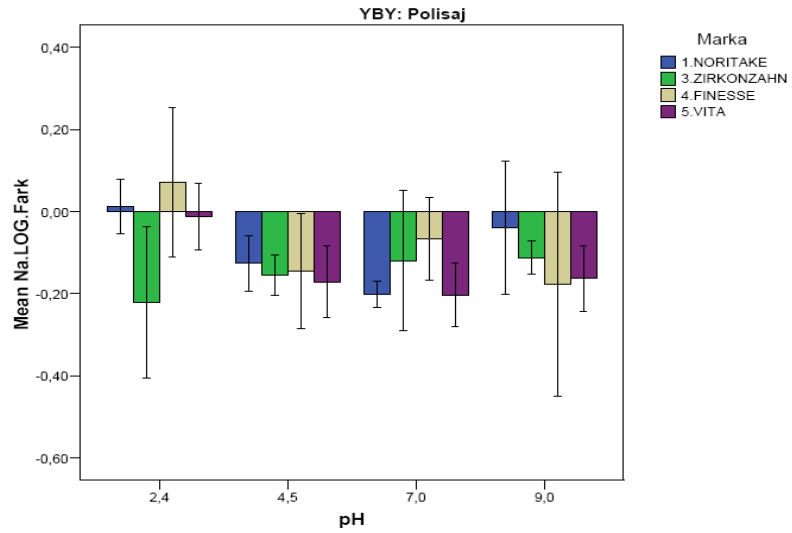
Elementler (%)	Seramik Markaları				
	Noritake	Vita VM7	Zirkonzahn	Finesse	Empress
Si	54,21	36	44,65	23,96	62,5
Al	9,8	8,49	8,43	3,5	12,28
Na	9,42	4,22	8,37	5,2	9,95
K	9,8	6,88	7,13	5,8	7,84
Zr	1,9	0,7	1,39	0	0
Ca	3,08	1,29	2,36	1	3,98
Mg	0,9	0,69	0,87	2,1	0
P	0,93	0	0,71	0	3,4

Tablo 14. Seramik tozlarının elementel analizleri

Bu araştırmanın sonucunda H_1 hipotezi doğrulanmıştır. Farklı tüm seramik üst yapılarının yüzey pürüzlülüğü ve iyon salınımları farklı pH, sıcaklık değerleri ve yüzey bitirme yöntemlerinden etkilenmektedir.



Grafik 15. Farklı pH değerlerinde glazürlü seramik örneklerin yüzeylerindeki Na değişimi



Grafik 16. Farklı pH değerlerinde polisajlı seramik örneklerin yüzeylerindeki Na değişimi

BÖLÜM IV

TARTIŞMA

Dişhekimliğinde kullanılan seramikler sürekli farklı sıvı ortamların içinde bulduklarından, kimyasal dayanıklılıkları klinik performanslarını etkileyen önemli bir parametredir. Aşınma ve salınım farklı sıvılar ve tükürük karşısında aynı anda meydana gelmekte ve seramik malzemedeki silika ağının çözünmesine neden olmaktadır. Bu durum, seramiğin zayıflaması ve yüzeyinin pürüzlenmesiyle sonuçlanmaktadır (38).

Dental seramiklerin kimyasal olarak en inert malzeme oldukları düşünülmektedir. Ancak farklı seramik türleri farklı kimyasal özellikler sergilemektedir. Bu sebeple spesifik bir dental seramiğin inertlik özelliği genellenememektedir. Değişen piyasa koşullarında sürekli yeni seramik markaları pazara girmektedir ve bu yeni markaların da in vitro ve klinik olarak test edilmeleri gerekmektedir (64). Bu nedenle, çalışmamızda farklı ticari üst yapı seramiklerinin korozyon testlerine karşı davranışı test edilmiştir.

İncelenebilen literatürdeki mikrobiyolojik çalışmalarda seramiklerin farklı protein adsorpsiyonu gösterdiği saptanmıştır (91). Ancak seramiklerin yüzey kompozisyonları hakkında tam bir bilgi olmadığından yüzeydeki elementlerin proteinlerle etkileşimi hakkında yorum yapılabilmesi mümkün olmamaktadır. Seramikler arasında kompozisyonları ve mikroyapıları açısından pekçok benzerlik bulunmasına rağmen tükürük ve plazma proteinleriyle farklı etkileşimler gösterdikleri saptanmıştır (91). Hatta yüzey koşullarındaki önemsiz sayılabilecek değişiklikler bile protein adsorpsiyon şeklini etkilemektedir. Oksit seramikler cam seramiklere göre daha homojen sonuçlar göstermişlerdir. Bu durum oksit seramiklerin üretim mekanizmasının daha kontrollü ve yapısının daha homojen olmasıyla

açıklanmaktadır (92). Ancak protein adsorpsiyonundaki değişikliklerin etkisi bu malzemeler gerçek kullanım amaçlarına yönelik olarak biyolojik ortamlara maruz kalmadıkları sürece, yani ağız ortamının deneysel olarak uygun şekilde oluşturulamaması sebebiyle tam olarak anlaşılacaktır.

Oral kavitede mekanik, kimyasal ya da bileşik etkilerin yarattığı aşınmalar seramiğin bu özelliklerinin sorgulanmasını gerektirmektedir. Ağızdaki bu pek çok faktörün yarattığı etkileri ise birbirinden ayırdetmek oldukça güçtür. White ve ark. (131) her bir etkenin tek başına araştırılmasının olası olduğunu ancak etkenlerin oluşturduğu sonuca bakılarak bunların birbirinden ayırılmasının mümkün olmadığını rapor etmişlerdir. Ayrıca dental seramiklerin kimyasal stabiliteleri hakkındaki mevcut bilgilerin tamamlanabilmesi için de yeni test metodlarına gereksinim vardır (64).

Farklı materyallerin kimyasal dayanım testleri için farklı metodlar mevcuttur. Avrupa ISO (62) ve Amerikan ADA (9), kimyasal stabilite testleri için belli standartlar oluşturmuşlardır. Bu standartlarda genellikle asetik asit içine belli bir süre daldırmanın ardından materyaldeki toplam ağırlık kaybı ölçülmektedir. Ancak kimyasal yıpranmanın spesifik iyonların salınım miktarları ölçülerek saptanması, total ağırlık kaybının ölçülmesine göre daha kesin sonuçlar verdiği bildirilmiştir (64). Çalışmamızda da dental seramiklerin kimyasal stabilite testlerinde ISO 6872 no'lu standartta belirtilen kurallar takip edilerek iyonların salınım miktarları değerlendirilmiştir.

Mair LH ve ark. (84) ağız ortamının pH 2 ile 9 arasında değişen sıvılar, 5 - 55°C 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. Bu bilgilerden yola çıkarak

çalışmamızda da seramiklerin pH değışkenliklerinden etkilenimlerini karşılaştırmak amacıyla bu değerler arasında olan dört farklı pH değeri seçilmiştir.

De Rijk ve ark. (35) seramikleri 80 °C'deki % 4'lük asetik asit içinde bir hafta bekletmenin yapay tükrükte 22 °C'de 22 yıllık sürece eşdeğer aşınmayı gerçekleştirdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da ISO 6872 no'lu standartın da belirlediği 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 no'lu standart takip edilerek tüm korozyon prosedürü boyunca tüpler sabit hızda çalkalanmıştır.

Seramik malzemelerin kimyasal stabilite ve biyolojik uyumları bilinmesine rağmen yapısal özellik ve işleme tekniklerindeki farklılıklar nedeniyle hidrolitik stabilite azalabilmektedir (12,44). Suyun seramikteki çatlakların arasından kimyasal olarak etkilediği ve seramiklerin dayanıklılığını azalttığı bildirilmiştir (71).

Möllenen ve polisajlanan aluminöz kor materyallerinde ise agresif korozyon solusyonlarıyla temas sonucu daha düzgün yüzeyler oluştuğu saptanmıştır. Polisajlı yüzeylerde möllenenlere göre daha girintili çıkıntılı yüzeyler gözlenmiştir (93). Çözünürlük testleriyle desteklenen ISO seramik standartına göre seramik kor materyallerinde korosiv sıvılar içinde kütleli bir kayıpla da desteklenen bir yüzey etkileşimi olduğu mutlak (62,112). Milleding ve ark. (93) 'nın yaptığı SEM ve laser profilometre çalışmasında bir grup dental seramikte etkilenen yüzeylerde farklı derecelerde korosiv atağın olduğu gösterilmiştir. Metal destekli ve metal desteksiz feldspatik üst yapı seramiği olarak kullanılan iki tür seramikte de % 4'lük asetik asit çözeltisinde yüzey pürüzlülüğünün arttığı görülmüştür (93). Asetik asit zayıf bir organik asit olmasına rağmen şelasyon etkisine bağlı olarak çözünebilir yapılar

oluşturarak camlar için oldukça korosiv etki göstermektedir (94). Düşük pH değeri bazik fazlarda kristallerde, asidik olanlardan daha etkilidir (93). pH 7' nin altındaki değerlerde alkali iyonlarının hidronyum iyonlarıyla reaksiyonlarla yüzeydeki bozulma tetiklenmektedir. Ancak in vitro korozyon testleri yorumlanırken içeriğin yarattığı etkiye ek olarak yüzeydeki korozyon tabakası, mikroyapı ve çevresel etkenler gibi kriterler de bozunma derecesini etkileyeceğinden bu özelliklerin de göz önünde bulundurulması gerekir (93). Çalışmamızda ise kimyasal korozyon sonrası yüzey pürüzlülüğündeki değişikliklerin marka ve yüzey bitirme tekniğine bağlı olarak değişiklik gösterdiği saptanmıştır. Glazürlü seramik örneklerde pH 4,5, pH 7 ve pH 9'da Empress ve Finesse gruplarında korozyon testleri sonrasında Ra değerlerinde yükselme gözlenmiştir. Diğer gruplarda pH değişkenlikleri karşısında büyük bir değişim gözlenmemiş, sadece glazürlü Zirkozahm örneklerde pH 2,4'de ölçülen yüzey pürüzlülük değeri diğer gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Polisajlı örneklerde ise, korozyon sonrasında Ra değerinde artış pH 2,4'de sadece Noritake grubunda gözlenmiştir. Milleding ve ark. (93) Vita Omega, Vita Alfa ve IPS Empress'i karşılaştırdıkları çalışmalarında her bir markanın kendi içinde korozyon sonrasında daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri ölçmüşlerdir. Markalar arasındaki karşılaştırmada ise, korozyon sonrasında Vita Alfa'da ölçülen yüzey pürüzlülük değeri diğerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Aynı çalışmada lösit içermeyen Procera All Titan ve Duceram için asetik asitle temas ettikten sonra daha düşük pürüzlülük değeri rapor edilmiştir. Seramiklerin koroziv ortamdaki farklı davranışları, düşük ve yüksek ısı seramiklerinin mikroyapılarındaki farklılıklara bağlanmaktadır (93,126).

Çalışmamızda da Empress ve Finesse' in diğer markalardan farklı bir davranış sergilemesi, yüksek ısı feldspatik seramiklerin düşük ısı seramiklerine göre korozyona daha dirençli olabileceklerini düşündürmektedir. Ancak dental seramikler üzerinde yapılan kısa süreli testler korozyona karşı, tüm düşük ısı seramiklerinin,

yüksek ısı seramiklerinden daha az dayanıklı olduklarını göstermemektedir (24,111). Düşük ısı seramiklerinin cam matrisine OH ilave edilmesiyle kimyasal dayanıklılıklarının geleneksel düşük ısı seramiklerinden daha üstün olduğu savunulmaktadır (18,43). Bu seramiklerin tükürük ya da su ile teması sonucu yüzeyde defektsiz ve daha esnek olan 1-3 µm kalınlığında Si-OH tabakası oluşmaktadır (59,72). Ancak bu Si-OH tabakasının uzun ve kısa dönemde kimyasal dayanıma olumlu etkisinin ne şekilde gerçekleştiği anlaşılamamıştır. Korozyon sonrası aşınmış ancak düzenli bir yüzeyinin olması, uniform korozyon olmasına bağlanabilmektedir (93). Bu çalışmanın sonuçlarından korozyon sonrası görülen düzgün yüzeyin korozyon direncinde doğrudan bir artışa sebep olabileceği sonucuna varmak mümkün değildir. Seramik gruplarında görülen Ra değişikliğinin bir kısmının pH değişkenliklerinden bir kısmının ise yüzey bitirme tekniğinden etkilendiği saptanmıştır. Bu sebeple korozyon sonrası yüzey pürüzlülük değerleri de geniş bir aralıkta değişkenlik göstermiştir. Bu sonuç, seramiklerin heterojen yapılarına ve aynı ortamlarda bile kimyasal davranışlarının aynı yönde eğilim göstermemesine bağlanabilir.

Bu çalışmada, yüzey bitirme tekniklerinin, farklı seramik türlerinde pH ve sıcaklık değişiklikleri karşısında yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisinin de karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çoğu yazar laboratuvarında daha düzgün ve pürüzsüz yüzeyler elde edileceğini savunduklarından prova seansı sonrasında restorasyonların glazürlenmesini tavsiye etmektedirler (8,61,83,101). Ancak inley, onley ve veneerler gibi adesiv restorasyonlarda farklı bir sıralama izlenmektedir. Mikroçatlak oluşma riskinden dolayı okluzal uyumlandırmaların simantasyondan sonra yapılması önerilmektedir (83). Bu sebeple restorasyon yüzeyi genellikle simantasyondan sonra ağız içinde uyumlandırıldıktan sonra polisajlanarak bitirilmektedir. Seramik yüzeyinin ağız içi bitiminde kullanılan setlerle ilgili araştırmalar yapılmıştır (8,61,101). Bu çalışmalarda seramik yüzeyinin

pürüzlülüğüne odaklanılmış ve yüzey ideal bir glazürlü yüzeye karşılaştırılmıştır. Bu çalışmalarda da yüzey bitirme şeklinin yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır. Ancak incelenebilen literatürde mekanik polisaj ve glazür karşılaştırmalı olarak tartışılmaktadır (53,114,123). Haywood ve ark. (54,55) ağız içi polisajlama ile glazüre eşit bir pürüzsüzlük elde edildiğini savunmaktadır. Polisajlama ile daha üstün estetik sonuçlar elde edildiği ancak naturel glazürde olduğu gibi poroziteler polisajlama ile elimine edilemediğinden polisajın başarısının yine de iyi kondanse edilmiş ve doğru pişirim uygulanmış bir porselen yapıya bağlı olduğu düşünülmektedir (123). Bu yüzden polisajlama ve glazürleme tekniklerinin kombine kullanımı daha üstün estetik özelliklere ulaşılmasında etkindir. Çalışmamızda korozyon testleri öncesinde yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümleri sonuçları da polisajlı örneklerde de glazürlü örnekler kadar pürüzsüz yüzeyler elde edilebileceğini göstermektedir.

İncelenen yüzeylerdeki çok küçük değişiklikler bile seramik yüzeyinin etrafındaki canlı çevre ile arasında bir etkileşimin gerçekleşmesinde önem taşır. İn vitro ortamda pöröz alüminöz yüzeylere pürüzsüz yüzeylerden daha fazla streptococcus sanguisin yapıştığı görülmüştür (40). İn vivo olarak da plak akümüasyonu ve yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif bir ilişki olduğu bulunmuştur (26). Bu araştırmalar yüzey özelliklerinin önemini vurgulamaktadır.

Yapılan mikrobiyolojik çalışmalarda korozyon sonrasında protein retansiyonunun yüksek olmasının sebebi korozyon sebebiyle yüzeyde gözlenen değişikliklere bağlanmaktadır. AFM ile yapılan çalışmalarda seramiklerde, sulu ortamda korozyon sonrasında iyon değişimi sebebiyle yüzeyde farklı derinlik ve içerikte hidrate yüzeyler gözlenmektedir (80,133). Optik profilometre ile daha geniş seramik yüzeylerinin tarandığı Sa ve Scx değerlerinde çok küçük değişiklikler gözlenmiştir (93). SEM analizlerinde yüzey tekstüründe materyalin spesifik mikro yapısı ile açıklanan değişiklikler gözlenmiştir. Yüzey pürüzlülüğünün bio reaksiyonlar

ile olan ilişkisi bilinmektedir (23,106). Ancak yüzeyin elementel içeriği korozyondan etkilenmekte olup yüzeydeki serbest enerji ve elektriksel yükün azalmasına sebep olmaktadır. Serbest yüzey enerjisinin biofilm tabakasının oluşmasını, bakterilerin yapışmasını ve hücre tutulumunu etkilediği bilinmektedir (77,86,96,113). Quiryren ve Bollen (107) yüzey pürüzlülüğünün dişler üzerinde biofilm tabakası oluşmasında serbest yüzey enerjisinden daha etkili olduğunu vurgulamaktadırlar.

İn vitro çalışmalarda seramik materyalin yüzey pürüzlülüğü arttıkça gingival fibroblast hücre ataşmanın azaldığı epitelyal ataşmanın arttığı gözlenmiştir (125). Niederauer ve ark. (95) hücre ataşmasının oluşmasında yüzey topoğrafyasının seramiğin kimyasal içeriğinden daha önemli olduğunu vurgulamışlardır. Ancak bu çalışmanın ışığında yüzey topoğrafyasının yanında kimyasal içeriğinin ve yüzey enerjisinin seramik malzemenin çevresindeki canlı dokularla olan ilişkisinde önem taşıdığını düşünmekteyiz. Bu çalışma kapsamında değerlendirilebilmiş olan seramik materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinde provokatif korozyon testleri sonrasında değişiklikler gözlenmiştir. Test edilen farklı seramik materyallerin etkilenme seviyeleri farklı bulunmuştur. Lösit içeren seramiklerde yüzey pürüzlülüğünde bir artış gözlenirken mikrokristalin ve non kristalin porselenlerde korosiv ortamlarla temas sonrasında başlangıçtakinden daha düzgün yüzeyler oluştuğu gözlenmiştir. Ancak bu durum kesinlikle korozyon sonrasındaki görüntü ve yüzeydeki yapısal değişiklikler arasında direkt bir ilişki olduğu anlamına gelmemektedir. Seramik malzemenin yüzeyinin ve koroziv ortamın korozyon öncesinde ve sonrasında elementel analizinin yapılmasının (elementel içeriğinin bilinmesi) yüzeydeki yapısal değişikliklerin anlaşılabilmesi açısından gerekli olduğu bildirilmiştir (93).

Milleding ve ark. (90) dental seramiklerin hem içerik hem de yapısal farklılıklar gösterdiklerini belirtmişler ve yüzeylerinin de kalitatif ve kantitatif açıdan değişkenlik gösterebileceği düşüncesinden yola çıkarak korosiv ortamın seramikleri uniform olmayan şekilde etkileyebileceği hipotezini ileri sürmüşlerdir. Bu bilgilerin

doğrultusunda çalışmalarında korozyon öncesi ve sonrasında yüzeyde element analizi yapmışlardır. Bu çalışmada da yüzeyde lokal değişiklikler olabileceği ve korozyon sonrasında yüzeyde oluşabilecek değişimleri saptamak amacıyla korozyon testleri öncesi ve sonrasında seramik yüzeylerinde element analizi yapılmıştır. Tüm test gruplarında yüzeyin ortak elementleri olan Si, Al ve Na salınım düzeylerinde farklı pH değerlerinde farklı yüzey bitirme tekniğine bağlı olarak istatistiki açıdan anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($p < 0.05$). Ancak yüzeydeki Li değerleri yüzeyden çok fazla saçılmaya sebep olduğundan hiçbir grupta cihaz tarafından ölçülemediği. Na ise sadece Empress grubunda ölçüm sınırının altında kaldığından saptanamamıştır.

Seramik yüzeylerinde korozyon testleri öncesi ve sonrasında element analizi yapılan fazla sayıda çalışma mevcut değildir. Yapılan çalışmalarda uygulanan test ortamları pH 7' de 37 °C' de ve pH 2,4'de 80 °C'dir. Bu açıdan çalışmamızdaki bu pH değerleri dışındaki bulguları (pH 4,5 - pH 9) diğer çalışmalarla karşılaştıramamaktayız. Ancak bu pH değerlerindeki bulgular seramiklerin pH değerlerinden etkilenimi ve salınımın belli pH' larda dengeye ulaşip ulaşmayacağına değerlendirilebilmesi açısından önemlidir.

Milleding ve ark. (90) ' nın tüm seramik alt ve üst yapılarının korozyon öncesi ve sonrasında yüzeydeki element dağılımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında korozyon sonrasında yüzeydeki Si, Al ve Na oranlarında tüm üst yapı seramiklerinde artış gözlenmiştir. Bu artış pH 2,4'deki asit korozyon testlerinde %5-6 oranında daha yüksek bulunurken güçlendirici alt yapı malzemelerinden Denzir'de asit korozyon testlerinde Si azalmış, Na ve Al ise testlerden sonra yüzeyde ölçülemediği. Alüminöz kor malzesinde ise Si ve Al' da çok düşük oranda önemsiz değişiklikler gözlenirken Na ölçülemediği. Çalışmamızda ise, yüzeydeki Si değerlerindeki en büyük sapmalar ise pH 2,4'de Empress grubunda gözlenmiştir. Glazürlü Finesse ve Zirkonzahn gruplarında yüzeydeki Si değerlerinde korozyon

testleri sonrasında artış gözlenmiştir. Polisajlı örneklerde sadece Noritake grubunda tüm pH değerlerinde Si oranında azalma gözlenmiştir. En düşük Si değişimi glazürlü gruplarda pH 4,5 , pH 7 ve pH 9'da gözlenirken en yüksek değişimler (Yüzeyde Si azalmıştır) polisajlı Noritake grubunun tüm pH değerlerinde ölçülmüştür. Diğer polisajlı gruplarda ise yüzeydeki Si değişimi korozyon testleri sonrasında artış yönündedir. Gruplar arasındaki bu değişkenliğin hem markaların hem de yüzey bitirme tekniği farklılığından etkilendiği düşünülmektedir. Bu açıdan bakıldığında yüzey bitirme tekniklerinin, seramiklerin korosiv ortamlardaki davranışlarını etkileyebileceğini akla getirmektedir. Özellikle glazürlü örneklerde Si değişiminin daha az olması, glazür uygulanmasının seramik malzemenin yüzeyini daha kararlı hale getirdiğini düşünmekteyiz.

Yüzeydeki Al değerleri incelendiğinde, glazürlü Finesse ve Empress gruplarında korozyon testleri sonrasında yüzeydeki Al miktarında artış gözlenmiştir. En yüksek standart sapma ise glazürlü Empress grubunda pH 2,4'de ölçülmüştür. Bu durum seramiklerin farklı lokalizasyonlarında farklı özellikler gösterebileceklerini düşündürmektedir. Diğer gruplardaki değişim, korozyon sonrasında yüzeyde Al artışı yönünde olmuştur. Polisajlı örneklere bakıldığında, Al miktarı özellikle pH 4,5, pH 7 ve pH 9'da korozyon sonrasında artmıştır. Yüzeydeki en yüksek Al değişimi pH 2,4'de Glazürlü Empress örneklerde gözlenmiş ve yüzeydeki Al miktarı artmıştır. Yüzeydeki azalma yönünde en yüksek orandaki Al değişimi ise pH 9'da polisajlı Noritake grubunda gözlenmiştir. Sonuçlar genel olarak değerlendirildiğinde yüzeydeki Al değişiminin Si değişimine göre çok daha az olması, yüzeydeki Al miktarının başlangıçta da daha az olmasına bağlanabilir. Millleding ve ark. (90)'nın yüzeydeki element dağılımını değerlendirdikleri çalışmalarında, aluminöz alt yapıların yüzeylerinde daha yüksek oranda Al ölçmelerine rağmen korozyon sonrasındaki değişim çok düşük düzeydedir. Bu durum ilk bakışta, güçlendirici alt yapıların korosiv ortamlarda daha stabil olduklarını düşündürmekle birlikte korozyon

sonrasında aşınma sonucu bazal yüzeyden ve iç bölümden üste Al çıkarak yüzeydeki oranın buna bağlı olarak değişmemesi ihtimalini de düşündürmektedir. Ancak bu çalışmada hem düşük hem de yüksek aşındırıcılık özelliğindeki korosiv ortamlarda Al' un düşük seviyedeki salınımı alüminanın seramikler için korozyona dirençli bir mekanizma oluşturduğunu ortaya koymaktadır. Güncel seramikler için bir başka vazgeçilemeyen güçlendirici olan zirkonyum ile desteklenen malzemelerin yüzeylerinde yapılan çalışmalarda ise yüzeydeki zirkonyum ve yttriyumun neredeyse hiç değişmeden kaldığı rapor edilmiştir (17,90). Ancak bu bulguların tam aksine Lange ve ark. (75) ile Lin ve ark. (81,82) Y-TZP yüzeyinde yttriyumun değiştiğini ve asidik ortamda yttriyum/zirkonyum iyon salınımının gerçekleştiğini rapor etmişlerdir. Ancak bu karşılaştırmalı çalışmalarda değişkenin sadece kimyasal içerikler değil deney koşulları olduğunun da göz ardı edilmemesi gerekmektedir. Çoğu fizyolojik koşulda ise yaşlandırma işlemi bu çalışmada da olduğu gibi oldukça yavaştır (29). Ancak yine de yüzeyde değişimler olmaktadır. Çalışmamızda da Noritake ve Empress örneklerde Zr salınımı ölçülmüş ancak çok düşük düzeylerde kaldığından değerlendirmeye alınmamıştır. Zirkonyumun pH 2 ve 14 arasında oldukça stabil kaldığı ve diğer iyonların içine difüzyonunu engelleyecek güçlü bir aktivasyon bariyeri oluşturduğu düşünülmektedir (41,103). Alumina ve zirkonyumun uzun dönem stabiliteyi malzemenin saflığıyla ilgilidir ancak sulu ortamlarda oluşan bozunmanın mekanizması hala çelişkiler içeren bir tartışma konusudur (25,79). Çalışmamızda gözlediğimiz seramiklerin farklı pH' larda yüzeylerindeki Al dağılımlarında tek tipte davranış sergilememeleri de bu çalışmalardaki yorumlarla paralellik göstermektedir.

Yüzeydeki Na değerleri incelendiğinde, glazürlü örneklerde Noritake grubu dışındaki tüm gruplarda ve tüm pH değerlerinde yüzeydeki Na oranında artış gözlenmektedir. Polisajlı örneklerde ise pH 2,4'de Zirkozahn ve Noritake dışındaki tüm gruplarda tüm pH değerlerinde Na oranındaki değişim artış yönünde olmuştur.

Yüzeydeki Na oranında en büyük artışlar pH 2,4' de polisajlı Zirkonzahn örneklerde pH 9' da ise glazürlü Finesse grubunda gözlenmiştir. En düşük değişim ise pH 2,4'de glazürlü ve polisajlı Noritake grubunda gözlenmektedir. Yüzeydeki Na değerlerindeki değişim, genel olarak korozyon sonrasında artış yönünde olmuştur. Empress örneklerde ise yüzeyde Na değeri, ölçüm sınırlarının altında olduğundan ölçülememiştir. Milleding ve ark. (90)' nın çalışmasında ise pH 7'de test edilen tüm seramiklerde, yüzeydeki Na oranı korozyon sonrasında azalmıştır. Asit korozyon testleri sonrasında ise yüzeyde Na ölçülememiştir. Çalışmamızda da elde edilen bu sonuç pH 2,4' de Na'un sıcaklığın da etkisiyle yüksek oranda çözünmesine bağlanabilir.

Milleding ve ark. (90) yaptıkları yüzeydeki element dağılım analizi sonuçlarının üretici firmaların bildirdikleri oranlara genel olarak uyduğunu ancak bazı ayrıntılarda değişkenlik gösterdiğini rapor etmişlerdir. Bu durum üretici firmanın ürün hakkında özel bilgileri gizli tutmak isteyerek belirtmemesi ya da sinterizasyon işlemi sırasında ulaşılan yüksek sıcaklıklarda bazı elementlerin buharlaşarak uzaklaşmasına bağlanmaktadır.

Glazürlü ve polisajlı her iki örnek grubu için korozyon testleri sonrasında elde edilen iyon salınımı sonuçları ise, test edilen seramiklerin in vitro koşullarda sanıldığı kadar stabil olmadıklarını ve element saldıklarını ortaya koymaktadır. Zivko-Babic ve ark. (139) yaptıkları çalışmalarında asit ortamda seramiklerin kimyasal inertliği ve davranışlarını araştırmışlar ve asit ortamın dental seramiklerin alüminyum ve silisyumdan oluşan yapılarında hidrolitik bozunmaya yol açtığını bildirmişlerdir. Anusavice ve ark. (12) korozyon sonucu oluşan yıkımın seramiğin mikroyapısı, yüzeyin durumu, sıvı ortamın niteliği ve pH, sıcaklık, zaman, yüzey alanı, ortamın dinamik ya da statik yapıda olması gibi fiziksel değişikliklerden etkilendiğini belirtmişlerdir. Milleding ve ark. (92) pH değişimlerine bağlı olarak camsı yapıdan silisyum ayrışmasının arttığını bildirmişlerdir. Salınan iyonların toksik potansiyelleri

seramiklerin çigneme kuvvetleri karşısındaki düşük abrasiv özellikleri ve inert malzeme olmaları nedeniyle önemli görülmemektedir (14). Ancak yine de vücutta bazı etkileri olabileceği düşünülmektedir. Örneğin, kırık bir inlay, onlay ya da kron parçası kazara yutulduğunda ya da dişlerin demineralizasyonunu engellemek amacıyla florid uygulanan radyoterapi hastalarında, vücutta birtakım zararlı etkileri olması beklenmektedir. Asidik floridlerin bulunduğu ortamlarda seramiklerin çok hızlı yıprandıkları bazı çalışmalarda gösterilmiştir (31,121). Spesifik iyonların vücuda etkileri analiz edildiğinde, renal yetmezliği olan hastalarda Al toksik olabilmektedir. Alzheimer hastalarında ve etyolojisi tam bilinmeyen nörodejeneratif hastalığı olan bireylerde de Al'un benzer bir rolü olduğu iddia edilmektedir (20). Magnezyum, potasyum, sodyum ve flor gibi diğer salınan elementler oldukça düşük konsantrasyonlardadır ve toksik özellikleri önemsenecek boyutta değildir (64).

Seramikler korosiv bir ortam içinde bulduklarında H^+ iyonlarının yüzeylerine difüzyonu ile hidrate olacaklardır. Nötral ve asidik ortamlarda çalışmamızda da olduğu gibi iyon değişimleri gerçekleşmektedir (132). Yüzeyden öncelikle Na^+ , K^+ , Ca^{+2} ve Al^{+3} iyonları uzaklaşarak, zamanla korozyon miktarını azaltması beklenen, silikadan zengin bir yüzeyi geride bırakmaktadırlar (56). Çalışmamızın sonuçları da iyonların salınımları açısından bu çalışmalarla paralellik göstermektedir. Ortak iyonlar arasında karşılaştırma yapabilmek açısından çalışmamızda da Si, Al, Na ve Li salınım miktarları değerlendirilmiştir.

Si salınımlarında genel olarak polisajlı örneklerde pH 2,4'de belirgin bir artış olmuştur. En düşük Si salınımı pH 7'de glazürlü örneklerde, pH 9'de ise Zirkozahn'ın polisajlı grubunda görülmüştür. En yüksek Si salınımı ise pH 2,4'de polisajlı örneklerde, Zirkozahn'ın ise bu pH değerinde glazürlü grubunda görülmüştür. Polisajlı örneklerde salınımın düşük pH değerlerinde belirgin derecede artış göstermesi glazürleme işleminin seramiğin asidik ortamlara karşı direncini artırdığı sonucunu düşündürmektedir. Glazürlü Empress örneklerde en yüksek

salınım, diğerlerinden farklı olarak pH 9'da Si' da gözlenmiştir. Si'un bazik pH değerlerinde Si-O bağlarının kopması nedeniyle yüksek salınım gösterdiği düşünülmektedir. Glazürlü Zirkonzahn örneklerden pH 2,4'de Si, Al, Na ve Li salınımında diğer pH değerlerine göre salınım oldukça yüksek bulunmuştur. Bu durum glazürlü Zirkonzahn örneklerde yüzey bütünlüğünün bozulması ve salınımın pH ve sıcaklıktan çok etkilendiğini göstermektedir. Bu sonuçlar, bu marka için polisajlama tekniklerinin kimyasal direnç açısından tatminkar sonuçlar verebileceğini düşündürmektedir.

Marko Jakovac ve ark. (64) seramiklerin kimyasal dayanımlarını test ettikleri çalışmalarında en yüksek salınım değerlerini Si için ölçmüşlerdir. Ancak test ettikleri gruplardan biri olan IPS-Empress' de, bu marka için de belirtilen Si oranı Al' dan daha fazla olmasına rağmen en fazla salınan elementin Al olduğunu saptamışlardır. Çalışmamızda da hem glazürlü hem polisajlı örneklerin Al salınımlarında pH 2,4'de diğer pH değerlerine göre belirgin bir artış gözlenmiştir. Polisajlı grupların salınım değerleri genel olarak glazürlü gruplardan daha yüksektir. pH 7 ve 9' daki değerler ise oldukça düşüktür. Bu durum Al'un asidik ortamlardan etkilendiğini göstermektedir.

Üretici firmalarca belirtilen kimyasal içeriklere bakıldığında, cam seramiklerin ya çok az miktarda Na içerdiği ya da hiç içermedikleri belirtilmesine rağmen tabakalama seramiklerinde Si için elde edilen değerlerden daha yüksek oranda Na salındığı rapor edilmiştir (64). Beklenenin aksine tabakalama tekniğinde Al salınımı gözlenmezken boyama tekniğinde kullanılan seramikler en yüksek Al salınımını göstermişlerdir (64). Bu sonuçlar seramiklerin bilinen içerikleriyle uyuşmamaktadır. Çalışmamızda da Empress ve Noritake gruplarında Na salınımı Si'dan daha yüksek değerlerde olmuştur. Bu sonuçlar Na' un Si' a göre daha kolay çözünebilen bir element olmasından kaynaklanabileceğini düşündürmektedir. Yüzeydeki element analizlerinde de Empress örneklerde Na, ölçüm değerinin altında kalmıştır. Bu

durum da içerikteki Na miktarının çoğunun solüsyona geçmiş olabileceğini akla getirmektedir.

Dental seramiklerin korozyon ürünlerinin olası toksik etkileri göz önünde bulundurularak incelenmesi ve değerlendirilmesi önemlidir. Toksik etkiler düşünüldüğünde de lityum bazlı cam seramiklerin biyoyumlulukları da sorgulanmalıdır (14,47,48). Çalışmamızda da test edilen tüm seramik markalarında Li salınımı olmuştur. Bu durum içeriğinde Li varlığı özellikle vurgulanan markalar dışındaki seramiklerin de Li salınımı gösterdiğini ve aynı etkileri oluşturabileceğini göstermektedir. Li salınımında pH 2,4'de tüm seramik gruplarında, diğer pH değerlerine göre belirgin bir artış gözlenmektedir. Seramik markalarında ölçülen salınım miktarları, glazürlü gruplara göre polisajlı gruplarda daha yüksektir. Diğer pH değerlerinde ölçülen salınım miktarlarında seramiklerin kendi polisaj ve glazür grupları içinde anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Bu sonuç yüzey tekniklerinin bu anlamda birbirlerine üstünlükleri olmadığını gösterebilir. pH 7 ve pH 9' da Li salınımı belirgin derecede düşmüştür. Bu durum Li'un pH yükseldikçe daha kararlı hale geçip salınmadığını ya da düşük pH ve yüksek sıcaklıktan çok etkilendiğini düşündürmektedir. Anusavice ve Zhang (12) ise 3 lityum bazlı cam seramiği karşılaştırdıkları çalışmalarında en yüksek ağırlık kaybını ağız için pek de olası olmayan bir değer olan pH 11' de ölçmüşlerdir. Toksikolojik açıdan bakıldığında, ağızda 28 adet kron olduğu varsasılırsa, bunlardan 80 °C' de salınabilecek maksimum Li miktarı 1,2 mg olacaktır. Bu miktar da gıdalarla günlük alınması önerilen 2 mg' ın altındadır.

İncelenebilen literatürde dental seramiklerin sistemik etkilerini inceleyen çok az sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Sjögren ve ark. (104) Empress kronların yerleştirilmesini takiben insulin salınımının arttığını rapor etmişlerdir Test ettikleri diğer seramikler insulin seviyesinde herhangi bir etki oluşturmazken Vita VMK 95 insulin salınımını düşürmüştür. Burada aydınlatılmayan ve düşündürücü olan nokta

ise IPS Empress ve Vita VMK 95' in içeriklerinde neyin buna sebep olduğu ya da hangi konsantrasyonlarda bu etkileri oluşturduğudur. Ancak bu noktada asıl tehlikeli olan, kimyasal ve mekanik aşınmaya bağlı olarak salınan bu kadar düşük miktarlardaki iyonların pankreas ve diğer organlarla dokulara ters bir etki oluşturup oluşturmadığıdır. Çalışmamızın sonuçları da seramiklerde iyon salınımının gerçekleştiğini göstermektedir. Ancak salınan bu elementlerin organizmada nasıl etkiler oluşturabilecekleri konusunda yeni çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

Messer ve ark. (89) yaptıkları sitotoksinite çalışmasının sonuçlarına göre dental seramiklerin biyouyumluluklarının detaylı analizlerle incelenmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Ayrıca, IPS Empress II seramiklerin de hücrel aktiviteyi düşürdüklerini ve genel standartlara göre böyle bir malzemenin biyolojik olarak kabul edilemeyeceğini rapor etmişlerdir. Seramiklerin kimyasal çözünürlükleriyle ilgili olarak yapılan çalışmalarda Na, K, Ca ve Mg oksitlerinin salınımlarının ölçüldüğü çalışmalarda elde edilen değerler günlük diyetle alınan miktarlardan daha düşük bulunmuştur (111,124). Çalışmamızda da K, Ca ve Mg salınımı test edilen tüm markalarda saptanamamıştır. Bu sebeple salınan ortak iyonların karşılaştırılmasının daha tutarlı sonuçlar vereceği düşüncesiyle bu iyonları çalışmamıza dahil etmedik.

Milleding ve ark. (93) korosiv atakların defekt alanlarında ve faz sınırlarında gerçekleşmesi sebebiyle, yüksek hacimde kristal içeren seramik yapıların kristal olmayan yapılardan farklı bir yol izleyerek korosiv ortamda bozunmaya uğradıklarını rapor etmişlerdir. Araştırmacılar bu sonuçları alkalilerin homojen olmayan dağılımları sebebiyle, bozunmanın belli noktalarda lokalize olması ya da alt tabakadaki bir mikroporozitenin korosiv yıkım eğilimini artırabileceği şeklinde yorumlamışlardır (93). Bu çalışmanın sonuçlarına paralel olarak, test ettiğimiz seramik örneklerden salınan elementlerin miktarlarının değişkenlik göstermesi, heterojen mikroyapıya bağlı olarak yüzeydeki bozunmanın düzgün ve her noktada aynı şekilde olmamasına

bağlanabilir. Lokal kompozisyon ve malzemenin mikroyapısının korozyon olayının yarattığı değişiklikleri etkilediği açıkça görülmektedir.

Günümüzde sıkça kullanılmakta olan dental seramiklerin, kimyasal aşınmaları normal şartlarda oldukça uzun bir sürede gerçekleşmektedir. Ancak daha asidik ya da alkali pH düzeyleri, yüksek sıcaklıklar, fonksiyonel ya da parafonksiyonel ağır yükler gibi koşullar karşısında bu süreç değişecektir (93). Bu sebeple bu gibi koşullarda seramik biyouyumluluğunun yeniden değerlendirilmesi gerekmekte ve biyouyumluluklarının mutlak bir sonuç değil, göreceli bir yargı olduğu unutulmamalıdır.

Bu çalışmada pH değişkenliklerinin seramiğin kimyasal dayanıklılığına etkisi kendi içinde değerlendirilmiştir. Ancak ağız içi ortamın kimyasal tamponlama mekanizmaları sayesinde farklı pH değerlerine kısa süreli temas söz konusudur. Bu açıdan bakıldığında bu çalışmada ölçülen salınım değerlerine ağızda daha uzun sürede ulaşılabilir. pH değerlerinin seramiklerin kimyasal aşınma sürecinde ayırdedici bir etkisi olup olmadığının saptanması ve hızlandırılmış yaşlanma işleminin değerlendirilmesi amacıyla çalışmamız bu şekilde kurgulanmıştır. Ayrıca seramiklerden salınan iyonların da ortam pH'ı üzerine etkisinin incelenmesi, sonuçları farklı bir yöne taşıyabilir. Ancak seramiklerin kimyasal çözünürlükleri için ISO'nun belirlediği standartta göre işlemin aralıksız 18 saat sürdürülmesi gerekmektedir. Bu sebeple bu çalışmada deney süresince solusyonların olası pH değişkenlikleri saptanamamış ancak farklı pH değerlerinin etkisini saptamak amacıyla ağız ortamının pH değişim aralığında yer alan değerler seçilmiştir. Bu sebeple seramiklerle ilgili bu tür sorulara cevap bulunabilmesi ve sonuçların karşılaştırılması için konu ile ilgili yeni çalışmalar yapılması gerekmektedir.

BÖLÜM V

SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Farklı seramik türlerinin in vitro iyon salınımları, kimyasal çözünürlükleri, yüzey pürüzlülükleri ve yüzeydeki element dağılımlarının değerlendirildiği bu çalışmada elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde sıralayabiliriz.

1. Test edilen tüm üst yapı seramiklerinde korozyon testleri sonrasında kimyasal aşınmaya bağlı olarak iyon salınımı gözlenmiştir. Bu açıdan bakıldığında seramiklerin biyouyumlulukları sorgulanmalıdır.
2. Seramiklerin element içerikleri genel olarak üretici firmaların belirttiklerine uyumlu olsa da birtakım değişiklikler gözlenmiştir. Bu durum özellikle seramiklerin Li içerikleriyle ilgili olarak saptanmıştır. Tüm örneklerde Li salınımı gerçekleşmiştir.
3. Aynı seramik tozu kullanılarak hazırlanan örneklerde bile sonuçların değişkenlik göstermesi seramiklerin homojen bir yapıya sahip olmadıklarını göstermektedir.
4. Kimyasal korozyon testleri sonrasında bazı örnek gruplarında yüzey pürüzlülüğü azalmaktadır. Bu durum yüzeyden bir aşınmanın olduğunu kanıtlamaktadır.
5. Glazürlü yüzeyler genel olarak koroziv ortamlarda daha dirençlidirler. Ancak bu durum da markaya bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Bu durum malzemenin heterojen yapısına da bağlanabilmektedir.
6. Polisajlı örneklerde de glazürlü örnekler kadar pürüzsüz yüzeyler elde edilebilir. Ancak kimyasal dayanıma olan katkıları değişkendir.
7. Konu ile ilgili sonuçların karşılaştırılması ve kesin yargılara varılabilmesi için daha homojen örnek yapım tekniklerinin geliştirildiği yeni çalışmalara gereksinim bulunmaktadır.

ÖZET

Farklı Tüm Seramik Sistemlerin Fizikokimyasal Özelliklerinin Karşılaştırılması

Seramiklerin içerikleri, mikroyapıları, çevresel etkenler ve yüzeylerindeki element dağılımı sulu ortamlardaki korozyon dirençlerini etkilemektedir. Bu çalışmanın amacı, yüzey bitirme teknikleri, yüzeydeki element dağılımı, pH ve sıcaklığın etkisiyle farklı dental seramiklerin koroziv ortamlarda yüzeylerinde oluşabilecek olası değişikliklerin değerlendirilmesidir.

Özel bir kalıp içerisinde 20 seramik disk (10x3mm) hazırlanmış, natürel glazür ve polisajlı olmak üzere 2 gruba ayrılmıştır (n=10). Korozyon testlerinin önce ve sonrasında her bir örneğin yüzey pürüzlülüğü (Ra) bir profilometre kullanılarak ölçülmüş, yüzeydeki element analizleri ise EDX ile yapılmıştır. Örnekler daha sonra in vitro korozyon testleri uygulanmıştır (18 saat süresince $37 \pm 2^\circ\text{C}$ 'de pH4,5-pH7-pH 9 olan suda ve 18 saat süresince $80 \pm 2^\circ\text{C}$ 'de pH2,4 olan %4' lük asetik asit solusyonunda). İyon salınım analizleri ICP-MS cihazı kullanılarak yapılmıştır. Hem su hem asit deneylerinde en fazla salınan elementler sodyum, silisyum, alüminyum ve lityum olmuştur. Verilerin istatistiksel değerlendirmeleri Tek Yönlü Varyans Analizi ve Tukey HSD testi ile yapılmıştır ($\alpha=0.05$). Her seramik grubu için Ra ve pH değerleri arasındaki ikili karşılaştırmalar t-testi ile yapılmıştır. seramik gruplarının çözünme miktarlarında belirgin bir eğilim bulunmamıştır. Glazürlü ve polisajlı tüm gruplar ya daha pürüzsüz ya da yüzeyde çok az artan pürüzlülük değerleri göstermiştir. EDX spektrumunda en sivri tepe noktalarında Na, Ca, Al, Si bulunmaktadır. Farklı çevresel etkenlere maruz kalan seramik türlerinde yüzeyde görülen değişiklikleri malzemenin mikroyapısı ya da içeriği tek başına açıklayamamaktadır. Test edilen seramik türlerinin hiçbiri sulu ortamlarda kimyasal olarak biyouyumlu değildir. Ancak farklı çalışmalarda korozyona karşı dayanımın daha yıpratıcı ortamlarda incelenmesi gerekmektedir.

ABSTRACT

Comparison of Physicochemical Characteristics of Different Types of Full Ceramics

Differences in the composition, microstructure, environmental conditions and surface elemental composition of ceramics will affect the degree of corrosion degradation in an aqueous environment. The aim of this study was to evaluate the effect of surface finishing methods, surface elemental composition, pH and temperature on possible structural surface changes in different dental ceramic materials in a provocative corrosive environment.

20 ceramic disks (10x3 mm) were fabricated from EmpressII, Zirkozahn, Noritake Cerabien ZR, Finesse and Vita VM7 in a special mold and divided into 2 groups of autoglaze and polishing (n=10). Surface roughness (Ra) of each specimen was evaluated using a profilometer and surface elemental analyses were conducted using EDX before and after corrosion tests. The specimen were then subjected to in vitro corrosion (pH4,5- pH7- pH9 water at $37 \pm 2^\circ\text{C}$ for 18 h and 4% acetic acid solution pH=2,4 at $80 \pm 2^\circ\text{C}$ for 18 h). The analyses of ion release were performed with ICP-MS. The major leaching elements were sodium, silicium, aluminum and lithium both in acid and water corrosion experiments. The data were statistically analyzed by ANOVA and Tukey HSD test ($\alpha=0.05$). Multiple comparisons of Ra and surface elemental composition between pH groups of each ceramic were computed by t-test. No systematic tendency of differences in dissolution were found among ceramic groups. Most of the groups demonstrated a smoother surface or just a minor increase in surface roughness. In the EDX spectrum, peaks representing Na, Ca, Al, Si were found. Composition and microstructure alone did not provide a full explanation for the individual differences in surface corrosion when exposed to corrosive medium. None of the dental ceramics studied are chemically inert in an aqueous environment. However corrosion resistance in progressive environment might be further studied.

KAYNAKLAR

1. Adamson W.A.(1990) Physical Chemistry of Surfaces 5.ed. John Wiley & Sons, Inc., New York
2. Akın, E. (1999). Diş hekimliğinde porselen, Üçüncü baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul.
3. Aksoy G. (2003) Dental seramiklerde glazür katmanının önemi. Ege Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Dergisi,24:2; 103-111
4. 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
5. Aktaş R.T. (2005) Doktora tezi. Tüm Seramik Restorasyonların Farklı Yüzey Hazırlama Yöntemleri Sonrasında Tribolojik Özelliklerinin Karşılaştırılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir
6. 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
7. Altınışik M. (2004) Spektroskopik Analiz Yöntemleri. Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi, Biyokimya A.D. www.doktrtr.net/forum/biyokimya
8. Al-Wahadni A., Martin D.M.(1998) Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. J Can Dent Assoc, 64:580-583.
9. American National Standard/American Dental Association, Specification No. 69, Dental ceramics. Chicago: Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, 1991.

10. 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
11. Anusavice K. J., Zhang N. Z. (1998). Chemical durability of Dicor and fluorocanaseite-based glass-ceramics. *J Dent Res*, 77:1553-9
12. Anusavice K.J., Zhang N.Z. (1997) Chemical durability of Dicor and lithia based glass ceramics. *Dent Mater*,13:13-19
13. Anusavice KJ, Söderholm K.J, Grossman DG. (1993). Implications of amalgam and ceramic degradation in the oral environment. *MRS Bulletin*,18:64-72
14. Anusavice KJ. (1992) Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res*,6:82-9.
15. Anusavice, K. J. (1996). *Phillips' Science of Dental Materials*, Tenth ed., WB Saunders Company, Philadelphia.
16. Atsu SS, Kilicarslan MA, Küçükesmen HC, Aka PS (2006). Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*, 95:430-6.
17. Axelsson K.O. (1985) Dissertation: Influence of reactive gases on the chemical composition and structure of Zr O₂. Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, s:52
18. Behrstein V.A., Stepanov V.A. (1983) Effect of the structural mobility of the surface layers on the strength of alkali silicate glasses. *Sov J Glass Phys Chem*, 9:53-60.
19. Beilby G. (1992) *Aggregation and Flow of Solids* Macmillan, New York
20. Bertholf R. L., Wills M. R., Savory, J. (1988) Aluminum. In *Handbook on toxicity of inorganic compounds*, ed. H. G. Seiler, H. Sigel and A. Sigel. Marcel Dekker, New York (NY), s: 59–64.
21. Bhusban B. (1999) *Principles and applications of tribology*. John Wiley&Sons Inc., New York, 97-99

22. Blatz MB. (2002) Long-term clinical success of all ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 3:415-26.
23. Bowers K.T., Keller J., Randolph B.A., Wick D.G., Michaels C.M. (1992) Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblasts responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Impl*,7:302-310.
24. Brown D, Munoz C, Goodacre C. (1993) Effect of topical fluorides on the surface of different porcelain systems. *Procera Research Projects Catalogue*. Goteborg, Sweden,
25. Cales B. (1994) Proceedings of 6. Biomaterial Symposium, Göttingen. *Prozyr Bioceramic Expertise Publications 1998*, s:2
26. Castellani D., Bechelli C., Tiscione E., Lo Nostro L., Pierleoni P.P. (1996) In vivo plaque formation on cast ceramic (Dicor) and conventional ceramic. *Int J Prosthodont*, 9:459-465.
27. Cauwenbergh R.V., Hendrix P., Robberecht H.J., Deelstra H.A. (1999). Daily dietary sodium and potassium intake in Belgium, using duplicate portion sampling. *Eur Food Res Technol*, 209 :63–67
28. Charles R. J. (1958). Static fatigue of glass. *J Appl Phys*, 29:1549-53.
29. Chevalier J., Drouin J.M., Cales B. (1997) Proceedings of 10. International Symposium on Ceramics in Medicine, Paris. *Prozyr Bioceramic Expertise Publications*, s: 9
30. Clarke DE. (1993) Environmental stability of materials-issues and opportunities. *MRS Bull*, 25-8.
31. Copps D. P., Lacy A. M., Curtis T., Carman, J. E. (1984) Effects of topical fluorides on five low-fusing dental porcelains. *J Prosthet Dent*, 52: 340–343.
32. Craig, R. G., Powers, J. M., Wataha, J. C. (2004). *Dental Materials; Properties and Manipulation*, 8. ed., Mosby, China.

33. Crankovic G. (1986) ASM Handbook Vol:10 Materials Characterization ASM International, 89-97
34. Çöter H.S., Aksoy G., Korkut L., Özdemir N. (2007). Tribokimyasal Silikat Kaplama Yönteminin, Yttrium Stabilize Tetragonal Zirkonia Polikristal (Y-TZP) Malzemesinden Üretilmiş Sabit Protez Alt Yapılarının Bağ Dayanımı Üzerine Etkisinin Araştırılması. Araştırma projesi, İzmir.
35. 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.
36. Decool M. J.(1972) Ceramics and periodontal tissue. Rev Stomatodont Nord France, 27:221
37. Drummond JL, Novickas D, Lenke JW. (1991). Physiological aging of an all-ceramic restorative material. Dent Mater,7:13-37
38. Dündar M. (2003) Cam Seramik Materyallerden Element Salınımının in Vitro ve in Vivo Olarak Araştırılması, Doktora Tezi, Ege ÜniversitesiSağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir
39. Dyck V. K., Robberecht H.J., Cauwenbergh R.V., Deelstra H.A. (1999). Daily dietary silicon intake in Belgium using duplicate portion sampling Eur Food Res Technol, 210 :77–79
40. Elftonson J.E., Strom G., Holmberg K., Olsson J. (1996) Adhesion of Streptococcus sanguis to porous and non-porous substrates with well-defined surface energies. J Adhesion Sci Technol, 10:761-770.
41. Eppler R.A. (1992) Corrosion of Glass, Ceramics and Superconductors. Noyes Publication, New Jersey,USA, s: 372
42. Ernsberger F. M. (1980). The role of molecular water in the diffusive transport of protons in glasses. Physics Chem Glasses, 21:146-9.

43. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. (1996) The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont*; 9:563-571.
44. Esquivel Upshaw J.F., Chai J., Sansano S., Shonberg D. (2001) Resistance to staining, flexural strength and chemical durability of core porcelains for all ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 14:284-288
45. Fairhurst C. W., Lockwood P. E., Ringle R. D., Twiggs, S.W. (1993). Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. *Dent Mater*, 9:269–273.
46. 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
47. Gelenberg A. J., Kane J. M., Keller M. B., Lavori P., Rosenbaum J. F., Cole K. (1989) Comparison of standard and low serum levels of lithium for maintenance treatment of bipolar disorder. *N Engl J Med*, 321: 1489–1493.
48. Gelenberg A. J., Wojick J. D., Falk W. E., Coggis C. H., Brotman A. W., Rosenbaum, J. P. (1985) Effects of lithium on the kidney. *Acta Psychiatr Scand*, **75**: 29–34.
49. Germer L.H., In *frontiers in Chemistry*, R.E. Burk., O. Grummitt, Eds., Vol.4, Interscience New York, 1975
50. Goldstein G.R., Barnhard B.R., Penugonda B. (1994) Profilometer, SEM and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent*, 3:130-3
51. Goldstein J.I., Newbury D.E., Echlin P., Joy D.C., Roming A.D.Jr., Lyman C.E., Fiori C., Lifshin E. (1992) *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis*. Plenum Press New York, 8-20
52. Goldstein, G. R., Barnhard, B. R., Penugonda, B. (1991). Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J of Prosthet Dent*, 65:5, 627- 634.

53. Grieve A.R., Jeffrey I.W., Sharma S.J (1991) An evaluation of three methods of polishing porcelain by comparison of surface topography with the original glaze. *Restorative Dent*, 7:34-36.
54. Haywood V.B., Heymann H.O., Kusy R.P., Whitley J.Q., Andreaus S.B. (1988) Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis. *Dent Mater*, 4:116-121
55. 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
56. Hench L.L. (1977) Proceedings 11. Int Cong. Glass. Survey papers vol:11, s:343
57. Hench LL. (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.
58. Hobo S. (1982) Distortion of occlusal porcelain during glazing. *J Prosthet Dent*, 47:154-156
59. Hohmann W. (1993) *Dentalkeramik auf der Basis hydrothermaler Glaser*. Quintessenz Verlag GmbH. Berlin, Germany
60. Hudson J.D., Goldstein G.R., Georges M. (1995) Enamel wear caused by three different restorative materials, *J Prosthet Dent*, 74:647-654
61. Hulterstrom A.K., Bergman M. (1993) Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand*,51:229-234.
62. ISO 6872 International Standards for Dental Ceramics, International Organization for Standardization. Geneva, Switzerland, 1995.
63. Ivoclar report. (1998). *IPS Empress 2*. December, No:12
64. Jakovac M., Zivko-Babic J., Curkovic L., Aurer A. (2006) Measurement of ion elution from dental ceramics. *J European Ceramic Society*, 26 : 1695–1700

65. Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clin of North Am*, 42:4, 613- 627.
66. John B.H. (1994). Clinical Diagnosis and Management by Laboratory Methods 19th ed. W.B. Saunders Company, 396-397
67. Jokstad A., Mjor I.A., Nilner K. (1994) Clinical performance of three anterior restorative materials over 10 year. *Quint Int*, 25-101
68. Jones DW, Sutow EJ. (1987) Stress corrosion failure of dental porcelain. *Br Ceram Trans J*, 86:40-43.
69. Kaplan L.A., Pesce A.J. (1989). Clinical Chemistry: Theory, Analysis and Correlation. In: mosby CV (2nd ed): St Louis: Mosby CV, 3313-346-373-719-865-884-1108
70. 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
71. Kelly R.J. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 81 (6): 652-661
72. Komma O. (1993) Hydrothermal dental ceramic systems. Ducera Dental GmbH. Rosbach, Germany
73. Korkmaz, T., Nalbant, L. (1998). Glaze ve polisaj uygulanmış porselen yüzeylerinin optik yöntemle incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15, 101- 105.
74. Kuwata M. (1980). Theory and practice for Ceramo Metal Restorations, Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago, Berlin, Rio de Jenerio, Tokyo
75. Lange F.F., Dunlop G.L., Davis I. (1986) Degradation during aging of transformation toughened ZrO₂ Y₂O₃ materials at 250 °C. *J Amer Ceram Soc*,69: 237-240

76. Larsen M. J. (1990). Chemical events during tooth dissolution. *J Dent Res*, 69:575-80
77. Lassen B., Holmberg K., Brink C., Carlehn A., Olsson J. (1994) Binding of salivary proteins and oral bacteria to hydrophobic and hydrophilic surfaces in vivo and in vitro. *Colloid Polym Sci*, 272:1143-1150.
78. Leinfelder K.F., Suzuki S., (1999). In vitro wear device for determining posterior composite wear. *JADA*, 130:1347-1353
79. Lepisto T.T., Mantyla T.A. (1992) Corrosion of Glass, Ceramics and Superconductors. Noyes Publication, New Jersey USA, s:492
80. Lepisto T.T., Mantyla T.A. (1992) Degradation of TZP ceramics in humid atmospheres. In: Clarke DE, Zitois BK, editors. Corrosion of glass, ceramics and superconductors. New Jersey, USA: Noyes Publication, s: 92-513.
81. Lin F.H., Liao C.J., Chen K.S., Sun J.S., Lin C.P. (2001) Petal like apatite formed on the surface of tricalcium phosphate ceramic after soaking in distilled water. *Biomaterials*, 22:2281-2992
82. Lin I.J., Somasundaran P. (1972) Alterations in properties of samples during their preparation by grinding. *Powder Techn*, 6: 171-179
83. Magne P., Dietschi D., Holz J. (1996) Esthetic restorations for posterior teeth: practical and clinical considerations. *Int J Periodont Rest Dent*, 16:104-119.
84. 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
85. Mannenberg F. (1971) Gingival changes following porcelain crown therapy. *Odontol Revy*, 22: 155-158

86. Mc Farland C.D., Thomas C.H., De Filippis C., Steele J.G., Healy K.E. (2000) Protein adsorption and cell attachment to patterned surfaces. *J Biomed Mater Res*, 49:200-210.
87. Mc Lean J.W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics*. Quintessence Pub.Co. Inc, Chicago
88. Mc Lean J.W. (1983) *Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Dental Ceramics*. Chicago IL; Quintessence
89. Messer R. L. W., Lockwood P. E., Wataha J. C., Lewis J. B., Norris S., Bouillaguet S. (2003) In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 90: 452–458.
90. Milleding P., Karlsson S. (2003) On the surface elemental composition of non corroded and corroded dental ceramic materials in vitro. *J Material Sci*, 14: 557-566
91. Milleding P., Carlen A., Wennerberg A., Karlsson S. (2001) Protein characterisation of salivary and plasma biofilms formed in vitro on non-corroded and corroded dental ceramic materials. *Biomaterials*, 22: 2545-2555
92. Milleding P., Gerdes S., Holmberg K., Karlsson S. (1999) Surface energy of non corroded and corroded dental ceramic materials before and after contact with salivary proteins. *Eur J Oral Sci*, 107: 384-392
93. Milleding P., Wennerberg A., Alaeddin S., Karlsson S., Simon E., (1999) Surface corrosion of dental ceramics in vitro. *Biomaterials*, 20, 733–746.
94. Newton RG.(1985) The durability of glass-a review. *Glass Technol*, 26:21-38.
95. Niederauer G.G., McGee T.D., Keller J.C., Zaharias R.S. (1994) Attachment of epithelial cells and fibroblasts to ceramic materials. *Biomaterials*, 15:342-352.
96. Norde W. (1996) Driving forces for protein adsorption at solid surfaces. *Macromol Symp* ,103:3-18.

97. O' Brien J.W. (1985). Magnesia Ceramic Jacket Crown. Dent. Clin. North Am., 29 (4), 719-23.
98. O'Brein W.J., (1997) Dental Materials and Their Selection 2.ed. Quintessence, ABD, 151-175
99. O'Brien, W. J. (2002). Dental Materials and Their Selection, 3. ed., Quintessence Publishing Corp, Canada.
100. Paravina, R. D., Powers, J. M. (2004). Esthetic Color Training in Dentistry, First ed., Elsevier- Mosby, China.
101. Patterson C.J., McLundie A.C., Stirrups D.R., Taylor W.G. (1991) Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. J Prosthet Dent, 65:383-388.
102. 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.
103. Paul A. (1977) Chemical durability of glasses; a thermodynamic approach. J Mater Sci, 12: 2246-2268
104. Persson-Sjogren S., Sjogren, G. (2002) Effects of dental materials on insulin release from isolated islets of Langerhans. Dent Mater, 18: 20–25.
105. Piddock V., Qualtrough A.J., Brough E. (1991) An investigation of an ion strengtening paste for dental porcelains. Int J Prosthodont, 4:132-137
106. Quirynen M. (1994) The clinical meaning of the surface roughness and the surface free energy of intra-oral hard substrata on the microbiology of the supra- and subgingival plaque: results of in vitro and in vivo experiments. J Dent, 22:13-16.
107. Quirynen M., Bollen C.M.L. (1995) The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. J Clin Periodontol, 22:1-14.

108. Risito C., Luthy H., Loeffel O., Scharer P. (1995) Chemische Löslichkeit und Festigkeit von Niedrigschmelzenden Dentalporzellanen Schweiz Monatschr Zahnmed, 105: 611– 616
109. Robb N. D., Cruwys E., Smith B. G. (1991). Is “lingual surface attrition of the maxillary teeth (LSAMAT)” caused by dental erosion? Am J Phys Anthropol, 85: 345-7
110. Sarıkaya B.I. (2007). Farklı Porselen Materyallerinde Polisaj Tekniklerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkilerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun
111. Schafer R, Kappert HF. (1993) Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. Dtsch Zahnarztl Z,48:626-628.
112. Schafer R. (1993) Prüfung der Löslichkeit von Dentalkeramik in Essigsäure nach DIN 13925. Med Dissertation Freiburg im Breisgau, Germany.
113. Schakenraad J.M., Arends J., Busscher H.J., Dijk F., van Wachem P.B., Wildevuur C.R.H. (1989) Kinetics of cell spreading on protein precoated substrata: a study of interfacial aspects. Biomaterials,10:43-50.
114. Scurria M.S., Powers J.M. (1994) Surface roughness of two polished ceramic materials. J Prosthet Dent, 71:174-177.
115. See L.H. Germer and A.U. Mac Rae (1962) J Appl. Phys., 33, 2923
116. 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.
117. Seghi, R. R., Johnston, W. M., O'Brien, W. J. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent, 56:1, 35-40.
118. Sencer E. (1987). Beslenme ve Diyet. Beta Basımevi, İstanbul, s:140
119. 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.

120. Southan D. E., Jorgensen K.D. (1974). The endurance limit of dental porcelain. *Aust Dent J*, 19:7-11.
121. Sposetti V. J., Shen C., Levin A. C. (1986) The effect of fluoride application on porcelain restorations. *J Prosthet Dent*, 55: 677–682.
122. Sposetti V.J., Shen C., Levin A. C. (1986). The effect of topical fluoride application on porcelain restorations. *J Prosthet Dent*, 55:677-82
123. Sulik W.D., Plekavich E.J. (1981) Surface finishing of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 46:217-221.
124. Sundar V., Amber P. L., (2000) “Fluxes” and chemical solubility in dental porcelains. *J Dent Technol*, **17**: 19–21.
125. Takami Y., Yamane S., Makinouchi K., Otsuko K., Glueck J., Benkowski R., Nose Y. (1998) Protein adsorption onto ceramic surfaces. *J Biomed Mater Res*, 40:24-30.
126. Tinschert J., Marx R., Gussone R. (1995) Struktur von Keramiken für Titanverblendung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 50:31-34.
127. 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.
128. Tripathi R.M., Mahapatra S., Raghunath R., Vinod Kumar A., Sadasivan S. (2002). Daily intake of aluminium by adult population of Mumbai, India. *The Sci Total Environment*, 299: 73–77
129. Vieira G.F., De Caroli A., Amorim J.C., Matson E. (2001) The influence of surface treatment and saliva on color of two porcelains. *Schweiz Monatssehr Zahnmed*, 111:282-91
130. 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.

131. White S. N., Li Z. C., Yu Z., Kipnis V. (1997) Relationship between static chemical and cyclic mechanical fatigue in feldspathic porcelain. *Dent Mater*,13:103-110.
132. White W.B. (1992) *Corrosion of Glass, Ceramics and Superconductors*. Noyes Publication, New Jersey,USA, s:2
133. White W.B. Theory of corrosion of glass and ceramics. (1992) In: Clarke DE, Zito BK, editors. *Corrosion of glass, ceramics and superconductors*. New Jersey, USA, Noyes Publication, s:2-28.
134. Wise M.D., Dykema R.W. (1975) The plaque retaining capacity of four dental materials. *J Prosthet Dent*,33:178
135. 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.
136. Wunderlich R. C., Yaman P. (1986). In vitro effect of topical fluoride on dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 55:385-8.
137. www.icp.hacettepe.edu.tr/nedir
138. Zaimoglu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, Birinci baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
139. Zivko- Babic J., Curkovic L., Ivanis T., Panduric J., Boric D. (2000) Chemical stability of feldspathic and hydrothermal ceramics. In: *Proc Uer ProsthodontAssoc Groningen*, 24-62

ÖZGEÇMİŞ

11.03.1979 tarihinde Gaziantep 'te doğdum. İlköğrenimimi Gaziyurt İlköğretim Okulu'nda tamamladım. Orta ve lise öğrenimimi Gaziantep Anadolu Lisesi'nde tamamlayarak 1997 yılında mezun oldum. Aynı yıl, Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 2003 Haziran ayında fakülteden mezun oldum. 2003 Ekim ayında, 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.

Niler ÖZDEMİR