T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KARBAMİD PEROKSİTİN FARKLI SERAMİK SİSTEMLERİNDEKİ İYON SALINIMLARINA VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Işıl KARAOKUTAN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Filiz AYKENT

KONYA 2014

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KARBAMİT PEROKSİTİN FARKLI SERAMİK SİSTEMLERİNDEKİ İYON SALINIMLARINA VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Işıl KARAOKUTAN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. A. Filiz AYKENT

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **12202019** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2014

ii. ÖNSÖZ

Protetik diş tedavisi doktora eğitimim süresince ve tezimin oluşturulması, yapılması ve değerlendirilmesinde yol gösteren, desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Filiz Aykent'e,

Protetik diş tedavisi doktora eğitimim süresince, tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan bölümümüzde görev yapmakta olan değerli öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım asistan arkadaşlarıma ve personelimize,

Seramik örneklerin hazırlanmasında emeği geçen As Dental Laboratuarı'na, ICP-AES yöntemini gerçekleştiren Selçuk Üniversitesi Ziraat Fakültesi Toprak Bilimi ve Bitki Besleme Bölümü çalışanlarından sayın Ali Kahraman'a,

İstatistiksel yöntem ve analizlerin belirlenmesinde değerli katkılarından dolayı Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi İstatistik Bölümü araştırma görevlisi sayın Yener Ünal'a,

Eğitim hayatım boyunca benden manevi ve maddi desteklerini esirgemeyen babam Vedat Şentöregil ve annem Zeynep Şentöregil'e,

Çalışmalarım boyunca gösterdiği sabır ve yardımlarından dolayı sevgili eşim Seçkin Karaokutan'a,

Hayat ışığım sevgili oğlum Kaan Karaokutan' a

İçtenlikle teşekkürlerimi sunarım…

iii. İÇİNDEKİLER **Sayfa**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... …..vi

1. GİRİŞ 1

1.1. Seramiğin Tanımı 2
1.2. Dental Seramikler 2
1.2.1. Dental Seramiklerin Birleşimi 2
1.2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 5
1.3. Seromerler (Hibrit Seramikler) 14
1.4. Dental Restoratif Materyallere Uygulanan Yüzey Bitim İşlemleri 17
1.4.1. Parlatma İşlemi (Glaze) 17
1.4.2. Polisaj 17
1.4.3. Basınç Altında Soğutma 18
1.4.4. İyon Alışverişi 18
1.5. Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi 18
1.5.1. Profilometre Analizi 19
1.5.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu 19
1.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 20
1.6. Dişlerdeki Renk Değişiklikleri 20
1.6.1. İç Kökenli Renklenmeler 20
1.6.2. Dış Kökenli Renklenmeler 21
1.6.3. İnternal Renklenmeler 22
1.7. Ağartma Tedavisinde Kullanılan Ürünlerin İçerikleri 24
1.7.1. Hidrojen Peroksit 24
1.7.2. Karbamid Peroksit 25
1.7.3. Sodyum Perborat 25
1.7.4. Sodyum Perkarbonat 26
1.7.5. Üre 26
1.7.6. Gliserin ve Glikol 26
1.7.7. Diğer Maddeler 26
1.7.8. Ağartma Mekanizması 26

1.7.9. Ağartma Tedavisi Yöntemleri 27
1.8. İyon Salınımı 33
1.8.1. Biyouyumluluk 34
1.8.2. İyonların Vücut Üzerindeki Etkileri 36
1.9. Elementlerin Analizinde Kullanılan Yöntemler 42
1.9.1. ICP (İndüktif Eşleşmiş Plazma) 42
1.9.2. SEM-EDX 45
2. GEREÇ VE YÖNTEM 46
2.1. Porselen Örneklerin Hazırlanması 47
2.1.1. IPS e.max Press Örneklerin Hazırlanması 47
2.1.2. IPS e.max Cad Örneklerin Hazırlanması 50
2.1.3. IPS e.max ZirCAD Örneklerin Hazırlanması 51
2.1.4. In-Ceram YZ Örneklerin Hazırlanması 52
2.1.5. VITA VM7 Örneklerin Hazırlanması 52
2.1.6. Porselen Örneklerin Polisajı 54
2.2. Seromer Örneklerin Hazırlanması 54
2.2.1. Estenia ve Tescera Örneklerin Hazırlanması 54
2.2.2. Seromer Örneklerin Polisajı 56
2.3. Bekletme Sıvılarının Uygulanması 57
2.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi 58
2.5. Örneklerin Element Analizi İçin ICP-AES İle İncelenmesi 59
2.6. İstatistiksel Analiz 60
3. BULGULAR 61
3.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları 61
3.2. ICP-AES Analizi Bulguları 65
4. TARTIŞMA 78
5. SONUÇ VE ÖNERİLER 95
6. ÖZET 96
7. SUMMARY 97
8. KAYNAKLAR 98
9. EKLER 107

10. ÖZGEÇMİŞ 108

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

µg: Mikrogram

Y-TZP: Yttrium tetragonal zirkonya polisakkaritleri

ADA: American Dental Association

AFM: Atomik kuvvet mikroskopi

Al: Alüminyum

Al2O3: Alüminyum oksit

APF: Asidüle fosfat florür

B: Bor

Ba: Baryum

Bis-GMA: Bisfenol-A Glisidil Metakrilat

Ca: Kalsiyum

CAD/CAM: Bilgisayar destekli dizayn / bilgisayar destekli üretim

CaO: Kalsiyum oksit

Cd: Kadmiyum

Cm^2: Santimetrekare

CNC: Kontrollü modüler lazer kesme sistemi

Co: Kobalt

Cr: Krom

Cu: Bakır

Dk: dakika

DNA: Deoksiribo Nükleik Asit

F: Flor

FDA: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi

Fe: Demir

G: Gram

H_2S: Hidrojen sülfit

HO_2: Perhidroksil

ICP: İndüktif Eşleşmiş Plazma

ICP-AES: İndüktif olarak eşleşmiş plazma atomik emisyon spektroskopi

ICP-OES: İndüktif olarak eşleşmiş plazma optik emisyon spektroskopi

ISO: Uluslararası Standartlar Örgütü

K: Potasyum

K_2O: Potaş

Kg: Kilogram

KO: Kareler Ortalaması.

KT: Kareler Toplamı

L: Litre

LD: Ölümcül doz

Li: Lityum

m^3: Metreküp

Maks.: Maksimum

mg/kg/d: Miligram/kilogram/gün

Mg: Magnezyum

Mg: Miligram

$MgAl_2O_4$: Magnezyum spinel

MgO: Magnezyum oksit

Mg-PSZ: Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya

Mhz: Megahertz

Min.: Minimum

Ml: Mililitre

Mmol: Milimol

Mn: Manganez

Mo: Molibden

Mpa: Megapaskal

Na: Sodyum

Na_2O: Soda

Ni: Nikel

Nm: Nanometre

º C: santigrad Derece

º K: kelvin Derece

O: Oksijen

Ort: Ortalama

P: Fosfor

Pb: Kurşun

pH: Hidrojenin gücü

Ra: ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri

Rpm: ana derinlik seviyesi

Rz: ortalama tepe–vadi yüksekliği.

S.H: Standart hata

S.S: Standart sapma

S: Kükürt

SD: Serbestlik derecesi.

Se: Selenyum

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

Si: Silikon

SiO_2: Kuartz

SiO_2: Silikon oksit

OTC: Over the counter

TEGDMA: Trietilenglikol dimetakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat

MW: Megawatt

Y: İtriyum

Y_2O_3: Yitrium oksit

Zn: Çinko

ZrO_2: Zirkonyum oksit

ZTA: Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina

µ: Mikron

µm: Mikrometre

1. GİRİŞ

Hastaların daha bilinçli hale gelmeleriyle birlikte estetik materyallerin kullanımı artmaktadır. Günümüzde hastalar sadece anterior bölgede değil, posterior bölgede de estetik restorasyonlar istemektedirler. Bu taleplerin karşılanması amacıyla diş renginde çeşitli restoratif materyaller üretilmekte ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır.

Bir restorasyonun estetik özellikleri genel olarak; restorasyonun rengi, yüzey özellikleri ve restorasyonun formuna bağlıdır. Doğal diş görünümüne en yakın özellikler porselen materyali ile elde edilmektedir ancak porselenlere alternatif olarak son yıllarda zirkonyum ve seromer materyalleri de kullanıma sunulmuştur.

Dişlerde meydana gelen renklenmelerin sebebi tüketilen yiyecek ve içeceklerden genetik bozukluklara kadar geniş bir yelpazede seyreder. Bu renklenmelerin giderilmesinde restoratif tedavinin yanı sıra diş beyazlatma işlemleri de kullanılmaktadır. Diş beyazlatma 1898 den beri estetik tedavi alternafi olarak diş hekimliği kliniğinde yerini almıştır (Haywood 1992). Evde uygulanan beyazlatma tekniği 1989 yılından beri rutin uygulanmakta olan bir metottur (Haywood ve Heymann 1989). Beyazlatma ajanlarının kullanımının artmasıyla birlikte üretici firmalar tarafından ürünlerin kullanımı sırasında hastaların yaşam konforunun etkilenmemesi ve en kısa sürede en hızlı beyazlatıcı etki hedeflenmiştir. Bu nedenle evde kullanılan beyazlatıcı ajanların kullanım süreleri düşürülmüştür. Evde uygulanan ve vital dişlere uygulanan ağartma ajanları farklı oranlarda karbamid peroksit içerebilirler.

Hasta tarafından uygulanan düşük konsantrasyonlu beyazlatma ajanlarının yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanması ile birlikte uygulanan ajanların ağız ortamında hem diş hem de restoratif materyallere olan etkilerinin araştırılması önem kazanmıştır.

Ağartma ajanlarının, asidik solüsyonların yada çay, kahve gibi içeceklerin çeşitli restoratif materyallerin yüzey sertliği, renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü gibi fiziksel özelliklerine olan etkileri pek çok çalışmalarla incelenmiştir. Ancak bu solüsyonların özellikle de ağartma ajanlarına maruz kalan restoratif materyallerden

iyon salınımı olup olmadığı ve bu salınım miktarının ne düzeyde olduğu konusunda bilgiler sınırlıdır.

Bu çalışmanın amacı; farklı pH değerlerine sahip 3 bekletme solüsyonunun (% 17'lik karbamid peroksit, % 4'lük asedik asit ve distile su) , 5 farklı porselen (IPS e.max Press, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD, Vita VM7, In-Ceram YZ) ve 2 seromer materyali (Tescera ve Estenia) üzerindeki etkilerini karşılaştırmaktır. Uygulama sonrası yüzey pürüzlülüğü değerlerinin profilometre ve iyon salınımı değerlerinin ICP-AES (indüktif olarak eşleşmiş plazma atomik emisyon spektroskopi) yöntemi ile in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın başlangıcında idda edilen hipotez farklı pH' daki sıvıların, incelenen restoratif materyallerinde farklı oranlarda yüzey pürüzlülüğü ve salınan iyon miktarına yol açacağıdır.

1.1. Seramiğin Tanımı

Seramik dünyada var olan üç malzemeden biridir. Diğerleri ise metaller ve polimerlerdir. Örnek vermek gerekirse, taş seramik malzeme, tahta bir polimer, demir de bir metaldir. Bundan da anlaşılacağı üzere dünyanın büyük bir bölümü seramik malzemeden meydana gelmektedir. Malzeme olarak seramik insan yaşamının bir çok evresinde bulunmaktadır. Tuğlalardan, nükleer reaktör parçalarına, banyo gereçlerinden uzay araçlarına, hediyelik eşyalardan diş hekimliğine, birçok alanda insana eşlik etmektedir (TSF 2006, Yöndem 2006).

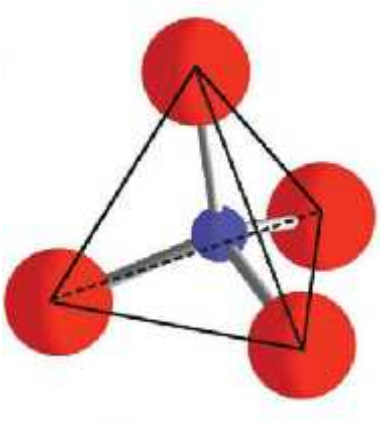
Diş hekimliğinde kullanılan seramikler silika yapısında olan topraksı materyallerdir. Bu nedenle isimlerini topraktan yapılma anlamına gelen, 'Keramikos' kelimesinden almaktadırlar (Akın 1999, Yöndem 2006).

1.2. Dental Seramikler

1.2.1. Dental Seramiklerin Birleşimi

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, temel olarak bir ya da daha fazla metalik veya yarı metalik elementin (alumina, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen ile bileşiminden oluşan, ametalik ve inorganik yapılardır (Anusavice 2003). Büyük olan oksijen atomları bir matriks gibi görev yaparak, daha küçük metal atomlarını yarı metal silikon atomları

arasına sıkıştırmaktadır (Akın 1999, Altıntaş 2007) (Resim 1.1.). Daha sınırlandırıcı bir terim olan porselen ise kaolin, kuartz ve feldsparın karıştırılıp yüksek ısıda fırınlanması ile oluşturulan özel bir seramiktir. Dental seramikler, bu formüle bağlı kalınarak üretilen materyaller olduğu için 'dental porselen' tanımı da diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Powers ve Sakaguchi 2006, Yüksel 2011, Kara 2013). Ayrıca dental seramiklere, eritgen madde ve pigmentlerin ilave edilip fırınlanması da söz konusudur (Johnston ve ark 1971, Yöndem 2006).



Resim 1.1. Si-O tetrahedral yapısı (Rosenstiel ve ark 2006)

Feldspar ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$)

Albite olarak da bilinen feldspar, potasyum alumina silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) karışımıdır. Feldsparlar doğada kendiliğinden bulunur. İçindeki potaş (K_2O) ve soda (Na_2O) oranları bir miktar farklılık gösterebilmektedir (Craig 1989, Van Noort 2002). Bu durum feldsparın özelliklerini etkilemektedir; soda füzyon ısısını düşürürken potaş erimiş camın viskozitesini arttırır. Bu sebeple, porselenin pişirilmesi esnasında piroplastik akış denilen ve dişin formunun porselenin akarak şekil değiştirmesine bağlı bozulmasının önüne geçebilmek için yeterli ve doğru miktarda potaş bulunması çok önemlidir (Zaimoğlu ve ark 1993, McLean 2001, Van Noort 2002, Yöndem 2006.)

Kaolin ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$)

Çin kili olarak da bilinen kaolin bir aluminyum silikat hidratıdır ($Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$). Porselen tozlarının bir arada durmasında ve pişirilmeden önce

kolay şekillendirilebilmesinde görev alır. Ancak opak olmasından dolayı az miktarda dahi olsa kaolin içeren ilk dental porselenlerde yeterli ışık geçirgenliği elde edilememiş ve bu yüzden yerini kristalin içeren feldispatik cama bırakmıştır (Van Noort 2002, Yöndem 2006).

Kuartz (SiO_2)

Kuartz tamamen Silis (SiO_2)' den meydana gelmektedir. Bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıllardan elde edilir. Silika yapısında olan kuartz, dental seramiklerde desteklik görevi yapar ve büzülme miktarını ayarlar. Kütleye stabilite vererek dayanıklılığını arttırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Mc Lean 1979, Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark 1993, McCabe 1994).

Eritgenler

Eritgenler, karışımın akışkanlığını arttırmak ve istenmeyen bazı safsızlıkları tutmak veya uzaklaştırmak için ilave edilirler. Eritgen olarak sodyum ve potasyum karbonatlar, boraks, cam ve bazen de kurşun oksit kullanılır. Porselenin erime noktası ilave edilen eritgen miktarı ile değişkenlik göstermektedir (Johnston ve ark 1971, Kara 2013).

Pigmentler

Seramiği renklendirmek için kullanılan pigmentler kalay, nikel, kobalt, titanyum, krom, demir, altın oksitler veya metalik altın ve platin olabilir. Renk kadar, floresans niteliği de pigment maddelerinin bir ürünü olabilir (Johnston ve ark 1971, Yöndem 2006).

Bunların dışında, dental seramiklerin dayanıklılığını arttırmak üzere porselen tozuna lösit, alumina, magnezya, tetrasilis flormika ve zirkonyum oksit gibi kristalin yapılar da ilave edilmektedir. Bu şekilde elde edilen seramiklerin karakteristik özelliği, iki fazlı ince kristalik yapının bir kısmının, amorf cam matriks içinde yer almasıdır. Mikrokristaller, uygun sıcaklıkta camın toplam hacmi içerisinde çekirdek oluşumu ve kristal büyümesi ile gelişir. Çekirdekler ya cam yapı içinde mevcuttur ya da karışıma katılır (Yöndem 2006, Yüksel ve ark 2000).

Dental porselenlerin klasik olarak fırınlama derecelerine, kullanım alanlarına, güçlendirme mekanizmalarına veya yapım tekniklerine göre farklı sınıflandırmalar yapılmaktadır.

1.2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Fırınlama derecelerine göre seramiklerin sınıflandırılması

Çok düşük ısı dental seramikler (<870º C)

Son yıllarda geliştirilen bu porselenler 870˚C' den daha düşük sıcaklıkta pişirilmektedir (Al Mutawa ve ark 2000, Yılmaz 2006). Çok düşük ısı porselenlerinin bir kısmı, büzülme katsayılarının düşük olması nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte kullanılır. Fırınlama derecelerinin düşük olması, metal oksit açığa çıkma riskini azaltmaktadır. Bunun yanında, bazı çok düşük ısı porselenlerinin lösit içerikleri, konvansiyonel düşük ısı porselenlerindeki gibi ısısal büzülme katsayısını arttıracak kadar yüksektir **(**Sarıkaya 2007, Kara 2010).

Düşük ısı dental seramikler (871 -1066 °C)

Yapısında % 12 Feldspar, % 60 Silis, % 8 Na_2Co_3, % 11 $Na_2B_4O_2$, % 1 $CaCo_3$, % 8 K_2Co_3 bulunmaktadır (O'Brien 2002, Yöndem 2006). Jaket kron, metal destekli kron, aluminöz seramiklerin yapımında (kor materyali hariç), çesitli boya ve glaze tozlarında kullanılırlar (Zaimoglu ve ark 1993, O'Brien 2002).

Orta ısı dental seramikler (1093-1260 °C)

Yapısında % 61 Feldspar, % 29 Silis, % 2 Na_2Co_3, % 1 $Na_2B_4O_2$, % 5 $CaCo_3$, % 2 K_2Co_3 bulunur. İçeriğinde kaolin bulunmayan, ancak eritgen maddeleri kapsayan bu tür seramikler daha düşük derecede erirler. % 15' ten fazla büzülme gösteren seramik, homojen yapıya sahiptir. İnley, jaket kron ve köprü protezinde kullanılır (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 2002, Yöndem 2006).

Yüksek ısı dental seramikler (1288-1371 °C)

Yapısında % 4 Kaolin, % 81 Feldspar, % 15 Silis bulunur. Bu tür seramiklere eritgen madde katılmamıştır. Çok homojen bir yapıdadır ve % 15 oranında büzülmeye uğrarlar. Yüksek ısı seramiği, şeffaflığı, sağlamlığı ve pişme süresi

boyunca modelin bütün detayları ile korunması nedeniyle diğerlerine göre tercih edilir (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 2002, Yöndem 2006).

Yapım tekniklerine göre seramiklerin sınıflandırılması

Metal destekli dental seramikler

Metal destekli seramik restorasyonlar, diş hekimliğinde 1960' lı yıllarda Weinstein' in seramik metal bağlantısını geliştirmesiyle kullanılmaya başlanmıştır (Mc Lean ve Odont 2001, Tak 2008). Araştırmacılar, metal alaşımı ile ısısal olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip olan bu seramiği lösit seramiği olarak tanımlamışlardır (Zaimoğlu ve Can 2011).

Porselenin metale bağlanmasını mümkün kılan termal genleşme için gerekli temel değişiklik K_2O içeriğinin gerekli seviyeye çıkarılmasıyla sağlanmıştır. Metal seramikler için ortalama bir bileşim şu şekilde formüle edilebilir; SiO_2 (% 63,2), Al_2O_3 (% 17,5), CaO (% 0,8), Na_2O (% 5,7), K_2O_3 (% 11,7) ve B_2O (% 1,0) (McLean ve Odont 2001, Uludamar 2007).

Bu seramik türü düşük ısıda eriyen bir cam faz ile yüksek miktarda genleşebilen bir kristal fazdan oluşmaktadır. Kristal faz olan lösit kristalleri cam ile çevrelenmiştir. Lösit, metal-seramik çalışmaları için düzenlenen seramik materyalinin en büyük kristal bileşimidir. Gri veya beyaza yakın bir mineraldir. Dental seramikte lösitin ana maddesi ortoklastır ($K_2OAl_2O_36SiO_2$ veya $KAlSiO_3O_8$). Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan seramik tozlarının cam matriksler içine kristalin faz olarak % 30-40 oranında lösit ilavesi ile ısısal genleşme katsayıları metal ile uyumlu hale getirilmektedir. Bu bileşim ile metali kaplarken seramiğin metalin erime derecesinin altında pişmesi ve metal ile uyumlu ısısal genleşmenin sağlanması iyi bir bağlanma temin eder (Zaimoğlu ve Can 2011). Bu tip seramikler soy veya soy olmayan metal alaşım sistemlerinin üzerine fırınlanarak elde edilirler. İyi bir metal seramik bağlantısı için metal ve seramiğin termal genleşme katsayıları uyumlu olmalıdır. Metal-seramik bağlantısında, termal genleşme katsayılarındaki uyumsuzluk, istenmeyen termal stresler meydana getirecektir. Bu stresler daha zayıf olan materyalde yani seramikte kırılmalara sebep olacaktır. Metal yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Daha sonra metal rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler

içeren opak seramik uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine, glaze porselenleri bilinen usüllerle şekillendirilir (Yöndem 2006).

Metal altyapı, seramik restorasyonlarda dayanıklılık sorununu çözerken beraberinde değişik sorunlar getirmiştir. Metal altyapı ışık geçirgenliğini önlemiş, metal renklenmelerini ortaya çıkararak estetiği etkilemiştir. Gingival bölgede oluşan gri hat, metal destekli seramik restorasyonlarda en çok karşılaşılan sorunlardan biridir. Kullanılan metalin kıymetli olması restorasyonları pahalı kılmış ve fırınlama esnasında distorsiyona uğratmıştır. Adi metal alaşımları ise renklenme, alerji ve kalın oksit tabakası nedeniyle bağlantıda başarısızlıklara sebep olmuştur. Bu nedenler, araştırmacıları metal desteksiz dental seramik sistemlerini geliştirmeye yöneltmiştir (Wall ve Cipra 1992, Rosenblum ve Schulman 1997, Türk 2007, Zaimoğlu ve Can 2011, Kara 2013).

Metal desteksiz dental seramikler

Diş hekimliğinde hastaların estetik beklentilerinin yükselmesiyle birlikte sabit restorasyonlarda metal altyapıların kullanımı azaltılmaya çalışılmıştır. Bu amaçla geliştirilen tam seramik sistemlerin estetik, translusens ve floresans özellikleri daha üstündür. Biyouyumlukları, kimyasal ve renk stabiliteleri, radyografide görünür olmaları sebebiyle kullanımlarını her geçen gün artmaktadır. Seramik kronlar korozyon ve abrazyona dirençlidirler, termal genleşme katsayıları ve termal iletkenlikleri mine ve dentine yakındır (Özgüneş 2008).

Tam seramik sistemlerini sınıflandırırken güçlendirme amaçlı kullanılan kristal yapıları ve yapım teknikleri de göz önüne alınabilir. Güçlendirme işleminde kullanılan kristalin yapılar alüminyum oksit, magnezyum alüminyum oksit, lösit, lityum disilikat, lityum fosfat, zirkonyum oksit, mika, fluorapatit olarak belirtilmiştir. Yapım tekniklerini ise sinterlenen, slip-cast tekniği uygulanan, ısı ve basınçla şekillendirilen ve freze edilebilen tam seramik sistemleri olmak üzere 4 grupta incelemiştir (Sakaguchi ve Powers 2006).

Konvansiyonel feldispatik seramikler

Yüksek ısıya dayanıklı day materyali (refraktör day) üzerine tozun ve likitin karıştırılıp tabakalama tekniği kullanılarak uygulanması ile restorasyonun

konturlarının sağlandığı seramiklerdir. Tozlar değişik ton ve translüsensiye sahiptirler. Bu seramiklere örnek olarak Optek HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II, Vita VM 7 verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler

Alumina kor ile güçlendirilmiş seramikler

Toz halde bulunurlar. Toza su eklenerek elde edilen karışım, day materyali üzerine tabakalar halinde yığılarak restorasyonun altyapısı oluşturulur. Tozlar değişik renk ve translüsentlikte bulunur. Bu sistemde kor yapı üzerinde, yüksek miktarda alümina içeren dentin ve mine veneer tozları kullanılarak, istenen dayanıklılık ve translüsent özellikte jaket kronlar yapılabilir (Mc Lean 1979).

Aluminöz seramik, oldukça dayanıklı olmasına rağmen, sabit-parsiyel protezlerde kullanılabilecek kadar dirençli değildir. Kor yapı düşük ve orta sıcaklıkta eriyen seramikten oluşur (Kedici 2002). Cerestore/Alceram, Hi-ceram, In-Ceram seramikler bu tip seramiklere örnek olarak verilebilir (Crispin ve ark 1994).

Magnezya kor ile güçlendirilmiş seramikler

Magnezyum da alumina gibi porselene kristalin özellik kazandırılmak için altyapıya ilave edilir. Yeterli dayanıklılığa ulaşılabilmesi için yapıya % 40 oranında magnezya ilave edilmesi ve cam infiltre edilmesi gerekmektedir (Craig 1997, Tak 2008).

Seramik kor materyalinin ısısal genleşme katsayısı 13,5 x 10^{-6} °C gibi oldukça yüksek bir değerdir. Bu sebeple, metal destekli seramiklerde kullanılan dentin ve mine seramiği ile birlikte kullanılabilir (Yüksel ve ark 2000).

Kristal olarak magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) içeren In-Ceram spinell bu tip porselenlere örnek olarak verilebilir (Yavuzyılmaz 2005). Bu sistemin ışık geçirgenliği alumina kor ile güçlendirilmiş porselenlerden daha fazla, opasiteleri ise daha düşüktür (Ceylan 2008).

Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali

Dental materyal teknolojisindeki ilerlemeler, zirkonya esaslı seramiklerin gelişimini sağlamıştır (Guazzato ve ark 2004). Tetragonal fazda porseleni stabilize etmek için zirkonyum materyaline % 3.5-6 oranında iterbiyum partikülleri ilave edilmiştir. Normal şartlar altında oda sıcaklığında madde stabil değildir (Derand ve Derand 2001). Grenlerin boyu 0,4 µm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikroyapı restorasyonlar için üstün mekanik kaliteden sorumludur. Sonuç olarak transformasyon-sertlik mekanizması sebebi ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle, yüksek oklüzal kuvvetlere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü yapımına olanak sağlar (Tinschert ve ark 2001). Bunun yanında, porselen altyapının veneer porselen ile kaplanacak olması da kuvvetlere karşı dayanıklılığının bir miktar daha artacağı aşikardır. Çok üyeli bir köprüye esas dayanıklılığı porselen altyapı kazandırmaktadır. Materyalin avantajı yüksek dayanıklılığı ve aşındırıldığı durumlardaki üstün detay kabiliyetidir. Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonyum oksit köprüler ön bölgede endike değildir (Derand ve Derand 2001, Kara 2013).

Zirkonyumu kolaylıkla sertleştirebilmek için MgO, CaO veya yiterbiyum benzeri stabilize edici maddeler ile harmanlamak gerekmektedir. Bu şekilde ilk fırınlama esnasında tamamıyla tetragonal olması yerine parsiyel kübik bir kristal yapıya sahip olur (Sundh ve Sjogren 2006, Sarıdağ 2007). Dental uygulamalarda kullanılan 3 çeşit zirkonyum içeren seramik sistemi mevcuttur. Bunlar, yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA) şeklinde sınıfladırılırlar. Mg-PSZ nispeten daha büyük gren boyutu (30-60 µ) nedeniyle pöröz bir yapıdadır ve biyomedikal uygulamalarda aşınma problemi sebebiyle tercih edilmemektedir. ZTA biyoseramik olarak kullanımı son zamanlarda artan bir materyaldir. Bu materyale örnek olarak In-Ceram zirkonya verilebilir. Pörözitesi sinterlenmiş 3Y-TZP'den daha fazladır. Bu da In-Ceram zirkonyanın mekanik özelliklerinin, 3Y-TZP'den daha düşük olmasını nispeten açıklamaktadır (Denry ve Kelly 2008). 3Y-TZP genellikle stabilize edici olarak 3 mol yitrium oksit (Y_2O_3) içerir. Üstün mekanik özellikleri büyük ölçüde yaklaşık 1 µ olan gren boyutuna bağlıdır. Sinterleme öncesi yumuşak bloklardan veya sinterlenmiş bloklardan

işlenerek kron ve sabit parsiyel protezlerin yapımında kullanılırlar (Denry ve Kelly 2008). 3Y-TZP yapısındaki seramiklere örnek olarak IPS e.max ZirCAD seramik blokları verilebilir.

Dökülebilir cam seramikler

Bu sistem, florin içeren tetra-silisik mika kristallerinin cam bir faz içinde kontrollü kristalizasyonu tekniğini esas alan dökülebilir cam seramiklerin üretimidir. Mum uzaklaştırma ve santifüj tekniği ile dökülebilen bu seramik türünün; anterior ve posterior tek kron, inley, onley, veneer, kontur ve oklüzal yüzey restorasyonlarında uygulama alanı vardır. Genellikle tek renkte bulunan bu materyal konvansiyonel feldispatik seramikle kaplanarak, final restorasyonun istenen rengi ve karakterizasyonu sağlanmaktadır (Kedici 2002, Yöndem 2006). Dicor, Cerapearl, CD 200, OCC Olympuss seramik sistemleri bu tekniğe örnek olarak verilebilir (Yöndem 2006, Kara 2013).

Isı ve basınç altında şekillendirilen cam seramikler

Bu sistemde restorasyonlar, hazır seramik bloklar şeklinde bulunmaktadır. Bloklar ısıda eritilip, kayıp mum tekniği kullanılarak hazırlanmış muflada preslenmektedir. Preslenmiş kor, full kontur restorasyon olarak ya da konvansiyonel feldispatik restorasyona altyapı olarak kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2011).

IPS Empress

Kayıp mum tekniğinin kullanıldığı bu metot ilk olarak Wohlewend ve Scharer tarafından 1990 yılında Zürih Üniversitesi' nde tarif edilmiş ve 1991 yılında IPS Empress seramik adıyla Ivoclar Vivadent firması tarafından piyasaya sunulmuşturtur (Qualtrough ve Piddock 1999, McLean 2001). IPS Empress "lösit" içerikli cam seramiktir ve kimyasal olarak $SiO_2Al_2O_3K_2O$'den oluşur. Silikat cam matriks hacminin yaklaşık % 30-40' ını 1-5 μm büyüklüğündeki lösit kristalin faz oluşturmaktadır (Myers ve ark 1994, Holand 1998). Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlere benzerdir, bükülmeye karşı direnci ise 120-200 MPa' dır (Giardano 1996, Holand 1998, Tak 2008).

Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler, EP 500 adı verilen özel fırında 1075 °C veya 1180 °C' de visköz alumina özelliğine ulaşır ve

kayıp mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır. İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz seramik kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirilmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyonun son formu, veneer seramik materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir (Wall ve Cipra 1992, Giordano 1996, Kelly ve ark 1996, Rosenblum ve Schulman 1997, Mc Lean ve Odont 2001, Kara 2013).

IPS Empress 2

Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş IPS Empress 2 sistemi 1998 yılında diş hekimliğine sunulmuştur (Quinn ve ark 2003). Kimyasal yapısı SiO_2Li_2O' dır. Isı ve basınç altında preslenen lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine florapatit yapıda cam seramiğin pişirilmesi ile dayanıklılığı arttırılan seramik sistemidir (Kümbüloglu ve ark 2005, Gür 2006, Akgüngör ve ark 2008).

Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak hacminin en az % 60' ı kadar 0,5-4 µm büyüklüğünde lityum disilikat kristalleri; ikinci kristal faz olarak ise 0,1-0,3 µm büyüklüğünde lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir (IPS Empress System 2013).

IPS Empress ve IPS Empress 2 arasındaki asıl farklılık materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılardır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress 2' nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress' e göre üç kat arttırmıştır (Heintze 1998,Altıntaş 2007). Esneme dayanıklılığı ise 350-450 MPa' dır (Van Noort 2002). Karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikler ve translüsenslik açısından da daha avantajlıdır (Holand ve ark 2000).

IPS Empress e.max

IPS Empress 2 gibi press tekniği ile kullanılan lityum disilikat cam seramiktir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3-6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Lityum disilikat kristalleri cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının

kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikro yapıda kusurlara neden olmaktadır (Ivoclar Vivadent 2013).

Farklı renklerde ingotlar şeklinde bulunur ve iki farklı opasitesi mevcuttur. Kırılma dayanıklılığı 400 MPa' dır. Bilinen Empress presleme teknikleri ile üretilirler. Anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar, laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar. Bu korlar üzerine IPS e.max Ceram veneer porseleni uygulanır (Ivoclar Vivadent 2013).

Kimyasal yapısı içerik olarak hemen hemen IPS Empress 2 materyali ile aynı olan IPS Empress e.max Press sisteminin fiziksel özellikleri fırınlama işlemi ve yapısında meydana gelen değişikliklerden dolayı farklılık göstermiştir. IPS Empress 2 ile karşılaştırıldığında mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği önemli ölçüde geliştirilmiştir (Josephine ve ark 2006, Sarıdağ 2007).

IPS Empress Estetik

IPS Empress Estetik lösit içerikli preslenebilen cam seramiktir**.** Yüksek estetik beklentisi olan tek kron restorasyonlarda kullanılmaktadır. Üstün dayanım dirençlerinin yanı sıra lösit içerikli cam seramikler fevkalade estetik özellik göstermektedirler. Homojen yapı gösteren bu seramikler ışığı doğal bir şekilde yayarlar ve bukalemun etkisi gösterirler. IPS Empress Estetik seramikler estetiği, uyumu ve fonksiyonu mükemmel şekilde kombine ederler. Yüksek estetik beklentisi olan tek kron restorasyonlarında (inley ve onley restorasyonları, parsiyel kronlar, anterior ve posteriyor kronlar) kullanılırlar (Ivoclar Vivadent 2013).

Bilgisayar Yardımı ile Hazırlanan Seramikler

Son yıllarda teknolojik gelişmelerin yardımıyla, seramik blokların kesilerek işlenmesini sağlayan pek çok sistem diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bunlardan bir kısmı bilgisayar yardımıyla tasarım ve freze tekniğiyle üretim yaparken (**C**omputer **A**ided **D**esign/ **C**omputer **A**ided **M**anufacturing ((CAD/CAM)) bir kısmıda anahtar çoğaltmakta kullanılan sisteme benzer bir mekanizma ile blokların freze tekniğiyle işlenmesini sağlamaktadır **(**Bindl ve Mörmann 2005).

En çok bilinen CAD/CAM sistemlerinden birisi Cerec (Siemens) olup ilk zamanlarda yaşanan yetersiz marjinal uyum ve okluzal yüzey özelliklerinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geliştirilen yeni yazılım programları ile giderilmeye çalışılmaktadır (Anusavice 1993, Denry 1996, Qualtrough ve Piddock 1999, Qualtrough ve Piddock 2002, Bindl ve Mörmann 2005).

IPS e.max CAD cam seramikleri Empress 2 seramiklerde kullanılan lityum disikat camların geliştirilmiş halidir. IPS e.max, Empress 2 ile benzer fiziksel özelliklere sahiptir ancak translusensisi daha iyidir. e.max CAD frezeleme aşamasının daha kısa sürmesi ve ekonomik olarak daha uygun olması için mavi fazda kullanılır. Meta silikatlar cam matriks içinde kristal tohumları gibi bulunur. Frezeleme zamanı ProCAD'e benzerdir. Bir kronun frezelenmesi yaklaşık olarak 25 dk sürer. Frezeleme işleminden sonra altyapıların konturlaması ince elmas frezlerle ve polisaj lastikleriyle yapılabilir. Daha sonra standart bir glaze fırınında 35 dk kristalizasyon işlemi yapılır. Böylece altyapıların son rengi ve dayanıklılığı sağlanır. Bu işlem boyutta çok küçük bir büzülmeye (% 0,2) sebep olur ancak bu miktar frezeleme ünitesinde kompanse edilebilir. Bu büzülme miktarı mavi fazda altyapının day üzerinde uyumlanabilmesini ve mükemmel kenar uyumu sağlar. Böylece kristalizasyondan sonra cam seramiklerin zayıflamasına sebep olan ikinci bir frezeleme işlemine gerek kalmaz. Bu fırınlama işlemi mikroçatlakların oluşumu da engeller. Materyalin son hali dentin renginde ve yüksek dayanıklılıkta cam seramiktir (Mörmann 2006).

IPS e.max ZirCAD altyapı materyali itriyum ile stabilize zirkonya oksittir. Pöröz yeşil bir halde bulunur ve elmas kaplı aletler yardımıyla inLab ünitesinde frezelenebilir. Frezeleme işleminden sonra özel bir sinterleme fırınında (Sintramat) 7 saat sinterlenmesi gerekir. Bu işlem frezeleme aşamasında kompanse edilebilen % 25 boyutsal büzülmeyle sonuçlanır. Bu altyapı materyali anterior ve posterior bölgedeki kron ve köprüler için gerekli olan bükülme dayanımına sahiptir. Bütün e.max altyapı materyallerinin veneerleme işlemi için florapatit yapıda olan bir cam seramik kullanılır. Veneerleme işlemi tabakalama veye presleme şeklinde yapılabilir (Mörmann 2006).

CAD/CAM sistemiyle tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan en yeni altyapı malzemesi yitrium tetragonal zirkonya polikristallerinden esas alan

materyallerdir. İtriyum oksit saf zirkonyumu oda ısısında stabilize etmek ve çok fazlı bir materyal oluşturmak için ilave edilmiştir (Uludamar 2007).

Y-TZP'nin (Yttrium-stabilized tetragonal zirconium phase) yüksek başlangıç dayanıklığı ve kırılma direnci, kısmen stabilize edilmiş zirkonyumun fiziksel özelliklerinden kaynaklanır. Seramiklerin uzun dönemli stabiliteleri tükrükteki suyun camla reaksiyona girerek cam yapının bozulması sonucu çatlak oluşumuna önemli derecede bağlıdır. Yttrium oksit ile stabilize edilmiş altyapılarda cam bulunmaması ve mikro yapısında polikristalin olması nedeniyle bu sorun gözlenmez. Bu özellik Y-TZP altyapıların uzun dönem stabilitesini olumlu yönde etkileyebilir. In vitro çalışmalarda Y-TZP örneklerde esneme direnci 900-1200 MPa ölçülmüştür (Raigrodski 2004, Raigrodski ve ark 2006).

Sinterleme sonrası farklı marka bloklar için farklı değerlerde olmakla beraber yaklaşık % 20-25 arasında bir büzülme görülmektedir. Bu büzülme freze işleminde modelin bu oranda daha büyük kesilmesi ile dengelenmektedir. Sinterleme öncesi blokların freze işlemine tabi tutulduğu sistemlerde altyapının hazırlanması için gereken süre oldukça azalırken sinterlenmiş blokları kesen sistemlerde bu süre uzayacak ve aynı zamanda kesim için kullanılan aletlerdeki aşınma payıda artacaktır. (Ferro ve ark 1994, Raigrodski 2004, Yavuzyılmaz ve ark 2005, Ivoclar Vivadent Product Information 2014).

Zirkonyum, kristalin tetragonal formunda bulunur. Materyale dışarıdan bir enerji uygulandığında değişim fazına girerek zirkonyumun monoklinik formuna dönüşür. Kristalin bu monoklinik formu % 3 ile % 5 civarında daha büyüktür. Mikroskopik kırıkların olduğu bölgelerde bu işlem kırıkların örtülmesine sebep olabilir (Denry 1996, McLaren 1998).

1.3. Seromerler (Hibrit Seramikler)

Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalısmalar seramik polimerler, 2. jenerasyon laboratuvar kompozitleri ya da ''polyglass'' lar olarak da adlandırılan dental seromerlerin (CERamic Optimized polyMERS) geliştirilmesini sağlamıştır. Seromerler; seramik, altın alasımları ve kompozit rezin restoratif materyallerinin avantajlarının birlestirilmesi hedeflenerek gelistirilmis indirekt restoratif rezin materyalleridir (Trushkowsky 1997, Ergün 2005). Temel yapıları kompozitlerle aynı olmakla birlikte matriks yapıyı

güçlendirmek amacıyla geleneksel direkt ve indirekt kompozitlere oranla daha yüksek oranda inorganik doldurucu içerirler. Bu inorganik doldurucular bazı ürünlerde seramik partikülleri iken bazı ürünlerde fiber parçacıklarıdır (Trushkowsky 1997). Doldurucu olarak genellikle matriks ile güçlü kovalent bağlar olusturabilmelerini sağlayan silanol grubu içeren silikon dioksit (SiO_2) ve baryum alüminyum silikat camları kullanılmaktadır. Polimerizasyondan sonra feldispatik porseleninkinden daha yüksek bir bükülme direnci, çok küçük bir polimerizasyon büzülmesi ve mineninkine yakın bir aşınma direnci gösterirler (Douglas 2000, Canpolat 2001, Durkan 2007).

Laboratuarda ışık, basınç-ısı, ışık-vakum veya ışık-ısı kullanılarak polimerize edilen seromer restorasyonlar, konvansiyonel kompozit rezin materyali ile hazırlanan restorasyonlara oranla daha homojen ve düzenli bir yapıya sahiptirler. Ağız dışında 'postcuring' ve ilave ısı işlemleri materyalin mekanik özelliklerini dolayısıyla restorasyonun dayanıklılığını arttırır. Doğal mineye yakın olan aşınma dirençleri sayesinde karşıt dişte fazla aşınmaya sebep olmazlar. Seramik restorasyonlarla karşılaştırıldıklarında okluzal yükleri daha iyi absorbe ederler. İçerdikleri seramik partikülleri estetik özelliklerini seramik restorasyonlara yaklaştırır (Dietschi ve ark 1994, Sarıdağ 2007).

Konvansiyonel kompozit rezinler sadece Bis-GMA gibi bifonksiyonel moleküller içerirken, seromer teknolojisi daha komplike polifonksiyonel gruplar içerir. Bu konfigürasyon, daha yüksek derecelerde çapraz bağlanmalar ve çift bağ dönüşümü sağlayarak materyalin dayanıklılığını arttırır. Polimerizasyon işlemi ağız ortamında gerçekleşmediğinden, büzülme stresleri ve bağlantı başarısızlıkları daha azdır. Bu da teorik olarak kenar sızıntısı riskini azaltır (Valittu 2004, Sarıdağ 2007).

Yakın zamana kadar en çok kullanılan seromer sistemlerinden Targis-Vectris (Ivoclar, Liechtenstein), fiber altyapı üzerine uygulanan bir materyaldir. Targis % 75-85 gibi yüksek oranda inorganik doldurucu içerir. Yüksek orandaki doldurucular estetik özellikleri sağlarken organik matriks, rezin materyalinin uygulanmasını kolaylaştırır. Matriks, monomerlerin polimerizasyonu ve doldurucu partiküllerin silanla matrikse kimyasal bağlanması ile oluşur (Targis-Vectris Scientific Doc. 2000, Kara 2010). Targis-Vectris sistemi 1996 yılında tanıtıldıktan sonra yapılan bir çok çalışmada Targis kompozit materyalinin hazırlanmasının zor olduğu bildirilmiştir.

Ayrıca Targis içerisindeki cam doldurucuların ağız ortamında özellikle beslenme alışkanlıkları fazla miktarda organik asit içeren bireylerde çözülme eğiliminde olduğu bilinmektedir. Dolayısıyla kompozit yüzeylerinde pürüzlülük artışı, buna bağlı olarak da plak birikimi gözlenmektedir. Bunun üzerine 2003 yılında ısı ve ışık ile polimerize olan mikro dolduruculu yeni bir seromer esaslı kompozit materyali olan Adoro (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) tanıtılmıştır (Ergün 2005).

Adoro-Vectris sisteminde kullanılan yeni tanıtılan seromer yapı Adoro; UDMA matriks yapı ve % 72 inorganik doldurucudan oluşturulmuştur. Sistemde; altyapıyı oluşturan cam fiberler silanizasyon işleminden sonra üst yapıyı oluşturacak Adora seromerini de oluşturan UDMA ve alifatik dimetakrilat matriks yapı içerisine yerleştirilerek üst yapı ile güçlü bir bağ oluşturması amaçlanmıştır (Adoro-Vectris Scientific Doc. 2003, Kara 2010).

Seromer materyalleri arasında oldukça sık kullanılan bir diğer materyal de Estenia'dır. Estenia hem anterior hem de posteriorda indirekt restorasyonların yapımında kullanılmak üzere üretilmiş yüksek partikül dolduruculu hibrit bir seramiktir. Organik matriks içinde yüksek oranda doldurucu içermektedirler. Monomer içerisinde ise üretan monomer ve diğer metakrilat monomerleri ihtiva etmektedir. Bu sistemde polimerizasyon, ışık ve ısı ile sağlanmaktadır. Yüksek doldurucu oranı estetik özelliklerinin porselenlere yakın olmasını sağlarken, organik matriksin değiştirilmiş kimyasal yapısı rezin materyalin kullanımını kolaylaştırmaktadır (Hybrid Ceramics Estenia Scientific Doc. 1999).

Diğer bir seromer sistemi olan Tescera ATL 2002 yılında Bisco firması tarafından geliştirilmiştir. Mikro hibrit yapıdadır. Organik matriksinde etoksilli Bis-GMA ve UDMA bulunur. İnorganik doldurucu olarak eritilmiş cam hamuru, amorf silika içerir. Partikül boyutu ortalama 3,5 nm' dir (Yıldırım 2013). Kuvvet özelliklerinin diğer indirekt kompozit sistemlerine göre daha üstün olduğu bildirilen bu sistemin kendine ait kompozit materyalleri, dişin orijinal yapısına yakın translüsen restorasyon yapımına izin vermektedir. Işıkla polimerize olan geleneksel kompozit rezinlere göre Tescera ATL sistemde polimerizasyon daha yüksek derecede olmaktadır. Restorasyonların fiziksel ve yüzey özellikleri geliştirilmiş ve yüzeylerindeki pörözite azalmıştır. Bu sistemin amacı; sağlam ve estetik restorasyonlar yapmaktır (Uzun ve ark 2006).

1.4. Dental Restoratif Materyallere Uygulanan Yüzey Bitim İşlemleri

Optimum biyolojik uyum elde edebilmek için restoratif materyallerin yüzey düzensizlikleri en aza indirilmelidir. Bu amaçla restoratif materyallere uygulanan çok çeşitli yüzey bitim işlemleri vardır (Kara 2010).

1.4.1. Parlatma İşlemi (Glaze)

Seramik restorasyonların yüzeyi, estetik, dayanıklılık karşıt dentisyonun aşınması ve plak birikimi yönünden önem kazanmaktadır. Genellikle simantasyondan önce son yüzey işlemi olarak önerilen glaze, porselene düzgün ve parlak bir yüzey kazandırırken, yüzey mikroçatlaklarının ve yüzey pörözitelerinin boyutlarının elimine edilmesinide sağlamaktadır. Glaze işlemi iki şekilde yapılabilir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

Otoglaze (Autoglaze): Porselen fritinin tüm bileşenleri tek bir cam fazı oluşturacak şekilde hazırlanırsa, her porselen cam greni aynı sıcaklıkta eriyecektir. Bu durumda porselenin olgunlaşma süresi bir miktar (1-5 dakika) uzatılarak otoglaze sağlanabilir (Yöndem 2006).

Overglaze (Glaze): Pişirilmiş porselen yüzeyine uygulanan renklendirilmemiş cam tozlarının porselen yüzeyine tabaka halinde sürülmesi ve uygulandığı porselen kitlenin olgunlaşma sıcaklığının altındaki bir sıcaklıkta fırınlanması ile elde edilen parlatma işlemidir (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Yöndem 2006).

1.4.2. Polisaj

Porselenin ağız dışı polisajı için alışılmış sıra öncelikle yüzeyin elmas frez ile kaba aşındırması yapılır. İkinci olarak bitirme diskleri ya da aşındırıcı lastikler ile gerekiyorsa kaba bitirme işlemine devam edilir. Daha sonra düzgünleştirilmiş yüzeyin parlatılması ve ilk polisajı için lastik polisaj aletleri kullanılır. En son sırada keçe lastik uçlar ya da çiğneyici yüzeylerde yumuşak bir fırça yardımıyla elmas porselen polisaj patı uygulanarak polisaj tamamlanır (Jefferies 1998, Kara 2010). Porselenin 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 elmaslar ile ağızda sulu çalışılmalıdır. (Craig 1997, Jefferies 1998). Çalısmalarda, elmas patların (1, 3 ya da 6 μ) porselenin sonuç parlaklıgı üzerine en iyi etkiyi yaptıgı bildirilmektedir. Kompozit ve porselen

parlatma patlarıyla beraber en yaygın kullanılan madde ise gliserindir (Jefferies 1998, Al-Wahadni ve Martin 1999, Albakry ve ark 2003).

1.4.3. Basınç Altında Soğutma

Bu işlem, porselen fırınlandıktan sonra fırından çıkarılır çıkarılmaz, basınçlı hava altında soğutulması esasına dayanır. Yapılan araştırmalarda hava basıncı miktarı ortalama 0,34 MPa olarak belirlenmiştir. Porselen yüzeyinde oluşan baskı gerilimleri mikroçatlakların ilerlemesini engelleyerek, porselenin eğilme dayanıklılığını arttırmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Kara 2010).

1.4.4. İyon Alışverişi

Bu yöntem, camsı materyallerin dayanıklılığını arttırmak için uygulanan, porselenin yüzey yapısında baskı gerilimlerinin oluşturulduğu bir yüzey işlemidir. Bu sıkıştırılmış alan çekme kuvvetlerinin mikroçatlaklar üzerindeki etkisini azaltmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Kara 2010).

Bu işlem temelde daha büyük olan alkali iyonların (örneğin; dış ortamdaki K^+) daha küçük iyonlarla (örneğin; porselen yüzeyindeki Na^+) yer değiştirmesi esasına dayanır. Birçok cam ve seramik yapı yüzey çatlaklarından dolayı başarısızlığa uğrar ve bu çatlakların ilerlemeden önce baskı gerilimlerini aşması gerekir. Şartlandırılmış olan bu yüzeyler, porselen kırılmadan önce oldukça büyük yüklenmeleri kaldırabilmektedir (Zan 1999).

1.5. Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi

Parlak ve düzgün bir yüzey, dental materyallerin estetik bir görünüm sağlamaları için çok önemlidir. Ayrıca bu görünümü ağız içinde de uzun bir süre boyunca devam ettirebilmeleri gerekir. Estetik bir görünüm sağlamanın yanında düzgün bir yüzey, renklenmiş tabakanın oluşmasını ve plak retansiyonunu da engeller. Bunların yanında, düzgün bir yüzey sayesinde sürtünme katsayısı düşer ve bu da aşınma oranını azaltabilir böylece dental materyalin klinik başarısı artar (Kakaboura ve ark 2007, Atabek ve ark 2010, Yılmaz ve Özkan 2010). Oral kavitede, mekanik direnci iyi olmayan dental materyaller çözünmeye uğrayabilirler ve bu da materyalin yüzey pürüzlülüğünü arttırır (Yanıkoğlu ve ark 2009).

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için birçok yöntem vardır. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile ilgili araştırmalar taramalı elektron mikroskobu

gibi kalitatif metotlar ve yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar ile yapılır. Son yıllarda atomik kuvvet mikroskobu ile de yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntüleri elde edilebilmektedir (Kakaboura ve ark 2007).

1.5.1. Profilometre Analizi

Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazın tarayıcı ucu örnek yüzeyinde ilerlerken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Buorauel ve ark 1998, Jefferies 1998).

Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. Sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır (Whitehead ve ark 1995). Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır. Rz yüzey parametresi, ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe–vadi yüksekliği olarak tanımlanır. Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm: Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0,5'den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0,5'den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir (Whitehead ve ark 1995, Martinez-Gomis ve ark 2003). Profilometre en sık kullanılan yüzey pürüzlülüğü ölçüm tekniğidir ve ölçülen obje ile yüzey teması gerektirir. Kontakt profiometre tekniğinin önemli dezavantajı ucun yüzeye dik hareket ettirilmesi zorunluluğu olmasıdır (Nergiz ve ark 2004, Çökük 2007, Kara 2010).

1.5.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskopi (AFM); alt tabakaya minimal kuvvet ileten bir temas profilometre metodudur. Distorsiyonu önlemek için keskin nanometre boyutlu bir uç kullanılarak yüzey taranır, ince özelliklerin daha iyi değerlendirilmesi sağlanabilir. Bu yöntemde özel ölçümlerin yapılması ve pürüzlülük değerlerinin elde edilmesi ile sağlanan veriler kullanılarak topoğrafik bilgi 3 boyutlu resimsel görüntüler şeklinde sağlanabilir (Verran ve ark 2003).

1.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Dis dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi degerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir (Cowan ve ark 1996). Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesine olanak sağlayan bir alettir. Gerek ayırım gücü, ve odak derinliği gerekse de görüntü ve analizi birleştirme özelliği tarama elektron mikroskobunu araştırma ve incelemelerde geniş ölçüde kullanılan bir aygıt haline getirmiştir. Öte yandan mikro işlemci ve bilgisayarların mikroskopla birlikte kullanılmaları cihaza kullanım kolaylığı getirmiş ve yeni araştırma yöntemlerine olanak sağlamıştır (Chapman 1986). Yeni nesil SEM araçlarındaki son gelişmelerle görüntü büyütme yöntemiyle x5 ile x1.000.000 aralığında yüksek kalitede görüntüler elde edilebilmektedir. Görüntü büyütmeyle ilgili bu geniş aralık görüş yeteneğimizi çıplak gözden nanometrik boyutlara kadar çeşitlendirmiştir. 0,5 nm civarındaki görüntü çözünürlüğü yeni nesil SEM araçlarıyla sağlanabilmektedir. (Yao and Wang 2005).

1.6. Dişlerdeki Renk Değişiklikleri

Dişlerde görülen renklenmeler; renklenmelerin lokalizasyonlarına göre iç kökenli, dış kökenli ve internal (dahili) renklenmeler olmak üzere sınıflandırılabilirler (Add ve Moran 1995, Sulieman 2005).

1.6.1. İç Kökenli Renklenmeler

İç kökenli renklenmeler dişlerin gelişimi sırasında, diş sert dokularının yapısal kompozisyonlarındaki veya kalınlıklarındaki değişmeler sonucunda meydana gelirler ve diş dokusunun ışığı geçirme özelliklerini değiştirirler. Bu lekelenmeler, minede veya dentinde lokalize olabilir. Dişteki lekelenmeler, dişin bir bölümünü veya tamamını etkileyebilir. İç kaynaklı renklenmelerin tedavisi, dış kaynaklı renklenmelere göre daha karmaşıktır.

a) Metabolik hastalıkların neden olduğu iç kökenli renklenmeler

- Alkaptonuri (Link 1973)
- Konjenital eritropoetik porfira (Fayle ve Pollard 1994)

- Konjenital hiperbilurubinemi (Watanabe ve ark 1999)

b) Kalıtımsal hastalıkların neden olduğu iç kökenli renklenmeler

- Amelogenezis imperfecta
- Dentin defektleri (Selare 1984)
- Dentinogenezis imperfecta
- Dentinal displazi

c) İatrojenik nedenlerle oluşan iç kökenli renklenmeler

- Tetrasiklin renklenmesi
- Florozis (Weatherall ve ark 1972)

d) Travma nedeniyle oluşan iç kökenli renklenmeler

- Pulpal hemorojiler
- Kök rezorbsiyonu
- Mine hipoplazisi
- Dentin hiperkalsifikasyonu

e) İdiopatik nedenlerle oluşan iç kökenli renklenmeler (Weerhejim 2003)

f) Yaşlanma nedeni ile oluşan iç kökenli renklenmeler (Sulieman 2005)

1.6.2. Dış Kökenli Renklenmeler

Dış kökenli renklenmeler dişler ağız ortamına sürdükten sonra oluşmaktadır. Bu renklenmeler direkt veya indirekt olarak oluşabilirler. Direkt renklenmelere neden olan çay, kahve, tütün ürünleri gibi çeşitli yiyecek ve içeceklerle ağız ortamına alınırlar ve pelikıla tutunan organik kromojenlerin rengine bağlı olarak diş rengi değişime uğramaktadır (Pearson 1976). İndirekt dış kökenli renklenmeler ise,

katyonik antiseptikler ve metal tuzları ile ilişkilidir. Bu ajanlar genellikle renksizdir veya renkleri diş yüzeyinde oluşan renkten farklıdır (Faunce 1983).

1.6.3. İnternal Renklenmeler

Diş dokusunda yaşam boyu meydana gelen aşınmalar ve kırılmalar ayrıca dişlerdeki restorasyonlara yapılan düzeltmeler de kazanılmış defektlerdir ve direkt veya indirekt diş renklenmelerine neden olurlar (Watts ve Addy 2001).

Diş çürükleri başlangıç beyaz spot lezyonundan durmuş siyah lezyona kadar değişik renklerde görülebilirler. Örneğin inaktif çürük lezyonu dış kaynaklardan depoladığı renkler nedeni ile siyah gözükür (Thylstrup ve Ferjezkov 1995).

Restoratif diş tedavilerinde kullanılan bazı materyaller de diş rengini etkileyebilirler. Kök kanal tedavisinde kullanılan ojenol ve fenolik bileşikler dentini renklendiren pigmentler içermektedirler. Yine kök kanal tedavisinde kullanılan bazı amalgam restorasyonların değiştirilmesi sonrasında kalayın tübüllere penetre olması nedeni ile de renklenmeler görülmektedir (Wei ve Ingram 1969).

Dişlerde görülen renk değişikliklerinin tedavisi

Dişlerde oluşan renklenmeler;

- Rutin proflaktik işlemler,
- Protetik ve resoratif işlemler,
- Mikroabrazyon,
- Makroabrazyon,
- Diş manikürü (Shinkai ve ark 2007) ve
- Ağartma teknikleri ile giderilebilir (Sturdevant ve ark 1995, Hattab ve ark 1999, Şahin 2003).

Rutin profilaktik işlemler

Özellikle dış kökenli renklenmelerin giderilmesinde kullanılabilirler. Çeşitli polisaj patları, aşındırıcılar veya daha gelişmiş ultrasonik temizleyiciler diş yüzeyinde renklenmeye sebep olan tütün, çay, kahve gibi etkenlerin giderilmesinde kullanılabilir (Feinman ve ark 1987, Şahin 2003).

Protetik ve restoratif teknikler

Uzun yıllar kron-köprü sistemleri ve diğer restoratif işlemler renk değişikliği gösteren dişlerin tedavisinde tek seçenek olarak düşünülmüştür. Kompozit rezinlerin geliştirilmesiyle renklenmelerin örtülerek giderilmesi söz konusu olmuştur. Porselen laminate veneerlerin kullanıma girmesiyle daha fazla seçenek diş hekimlerine sunulmuştur (Feinman ve ark 1987, Şahin 2003).

Mikroabrazyon

Mine dokusunun fiziksel olarak uzaklaştırılması yani mine yüzeyinin kontrollü bir şekilde aşındırılmasıdır. Yüzey karakteri iyi olmayan, tebeşirimsi beyaz lekeler bulunan mine yüzeyine uygulanan bir işlemdir. Özellikle kahverengi beyaz alanların bulunduğu tek diş renklenmelerinde tercih edilir. Günümüzde % 11 hidroklorik asit ve silikon karbit partikülleri içeren patlarla uygulanan sistem kullanılmaktadır (Croll 1989, Şahin 2003).

Makroabrazyon

Karbit bitirme frezleriyle yüksek devirli döner alet ve su spreyi kullanılarak renkli yüzeyin uzaklaştırılmasıdır. Bu tekniğin mikroabrazyon tekniği ile kıyaslandığında dezavantajı; minede yarattığı donuk görüntüdür. Bu görüntü, polisaj diskleri ve elmas polisaj patları ile giderilebilir. Çok dikkatli uygulama gerektiren bir işlemdir. Dişte geri dönüşü olmayan hasarlara yol açabilir (Sturdevant ve ark 1995, Şahin 2003).

Diş manikürü

Diş manikürü son yıllarda dişlerin rengini düzeltmek için geliştirilmiştir. Diş manikürünün amacı, madde kaybı olmaksızın dişlerin renginin istenilen seviyeye getirilmesidir. Diş manikürüyle elde edilen diş rengi geçicidir ve geri dönebilmektedir. Bu sistemde, primer ve fotopolimerizan akıcı rezin kullanılır. Sistemde minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesine gerek yoktur, ayrıca ağartma ve veneer restorasyonla kıyaslandığında daha düşük maliyetlidir (Shinkai ve ark 2007).

Ağartma teknikleri

Teknolojinin gelişimi ile birlikte oldukça ideal porselen kronlar, laminate veneer sistemler ve kompozit rezin dolgu materyalleriyle estetik sağlanabilmesine rağmen, bütün bu yöntemlerin dişte madde kaybına neden olması diş hekimlerini ve araştırıcıları yeni seçenekler araştırmaya itmiştir (Ledoux ve ark 1985).

Protetik uygulamalarda labaratuar işlemlerin uzun ve zor olması, hasta ve hekim için zaman kaybına neden olması ve ekonomik yük getirme gibi dezavantajları göz önüne alınarak dişlerdeki renk değişikliklerinin bazı kimyasal ajanlar uygulanarak giderilebileceği düşünülmüştür (Ledoux ve ark 1985).

Renklenmiş dişlere kimyasal ajanlar uygulanması ile mine ve dentin dokusunun derinliklerindeki organik pigmentlerin okside edilerek diş renginin açılması işlemidir (Oktay 2006).

1.7. Ağartma Tedavisinde Kullanılan Ürünlerin İçerikleri

1.7.1. Hidrojen Peroksit

Hidrojen peroksitin sudaki % 30- 35'lik solüsyonu (süperoxol) ağartma işleminde kullanılmaktadır. Hidrojen peroksitin eterdeki % 25'lik solüsyonu (pirozon) da benzer etkiler taşır. Ancak bulantı verici bir kokusu vardır ve şişenin kapağı açılınca stabilitesini kaybeder. Her iki solüsyon da kuvvetli okside edici özellik taşır (Alaçam 2000).

Hidrojen peroksit pek çok çözücüde özellikle de suda serbest radikal çıkartma yeteneğine sahiptir. Bu serbest radikaller HO_2. (perhidroksil) ve O. (oksijen)'dir. Perhidroksil en kuvvetli beyazlatma özelliği olan serbest radikaldir. Perhidroksil oluşumunu arttırmak için en uygun pH 9.5- 10.8'dir. Bu pH seviyesinde diğer seviyelere oranla daha fazla ağartma etkisi oluşmaktadır (Alaçam 2000). Normalde asidik olan hidrojen peroksit pH'sını alkali seviyeye yükseltmek için, solüsyona sodyum hidroksit eklenebilir (Nakamura ve ark 2001).

Radikaller oldukça elektrofilik ve hareketli yapıdadır. Stabiliteyi sağlamak için diğer moleküllere yapışır ve başka radikaller ortaya çıkar. Renk açma yeteneklerinin esası bu maddenin, konjugasyon özelliği olan organik moleküllerle etkileşimi sırasında moleküllerin absorpsiyon enerjisini değiştirmeleridir. Bu olay

sonunda bileşiğin absorpsiyon spektrumunda daha kısa dalga boyuna kayma görülür ki bu renksiz bileşik demektir (Alaçam 2000).

Ağızda bulunabilen dekompozisyon enzimleri, reaksiyonu hiç serbest radikal oluşmayacak şekilde değiştirerek, hidrojen peroksitin ağartma özelliğini ortadan kaldırabilir. Bu nedenle ağartma maddesi uygulanırken, dişlerin kuru ve debristen arındırılmış olmaları gerekir (Alaçam 2000).

1.7.2. Karbamid Peroksit

Üre, hidrojen peroksit olarak da bilinir. Karbamid peroksitte % 3- 15'lik konsantrasyonlarda bulunur. Dental ağartmada % 10- 15'lik konsantrasyonları kullanılır (Alaçam, 2000). % 10'luk karbamid peroksit solüsyonu önceki yıllarda, pamukçuk, protez irritasyonları ve dental müdahaleler sonrasında oluşan küçük yaralanmaların tedavisinde kullanılmıştır (Haywood ve Heyman 1991).

Karbamid peroksit stabil olmayan bir bileşiktir, doku veya tükürükle temasında hemen bileşenlerine ayrışır. % 10- 15'lik karbamid peroksit solüsyonu % 3- 5'lik hidrojen peroksit ve yaklaşık % 7- 10'luk üreye ayrışır. Oluşan hidrojen peroksit oksijen ve suya, üre de amonyak ve karbondioksite dönüşür (Haywood ve Heyman 1991).

Karbamid peroksitli ürünler karbopol içerirler veya gliserin esaslıdırlar. Karbopol dokuya yapışmayı, bağlanmayı arttıran ve yavaş oksijen salınımına neden olan bir maddedir. Karbopol içermeyen ürünlerde oksijen salınımı hızlıdır. Hızlı oksijen salan sistemler bir saatten daha kısa sürede maksimum oksijen salarlar, oysaki yavaş oksijen salan sistemler bu etkilerini 2- 3 saat sürdürürler, bu nedenle de etkinlikleri daha fazladır (Caughman ve ark 1999).

1.7.3. Sodyum Perborat

Devital ağartma tekniklerinde kullanılan bu ürün toz halinde bulunur. Taze olduğunda % 95 perborat ve % 9.9 oksijen içerir. Kuru olduğunda stabildir. Asit ortamda, ılık havada veya suyla sodyum metaborat, hidrojen peroksit ve serbest oksijen haline döner. Hidrojen peroksit solüsyonlarından daha kolay kontrol edilir ve güvenlidir (Alaçam, 2000).

1.7.4. Sodyum Perkarbonat

Okside ederek ağartma yapabilmesinden dolayı devital ağartma ajanı olarak sodyum perkarbonat, sodyum perborata karşı önemli bir alternatif olarak düşünülür.

1.7.5. Üre

Üre insan vücudunda doğal olarak bulunan bir maddedir. Ürenin kendiliğinden ya da bakteriyel metabolizma sonucunda yıkılması ile amonyak ve karbondioksit oluşmaktadır. Hidrojen peroksitin stabilizasyonunun sağlanması ve pH'ı arttırmasının yanı sıra antikaryojenik etkisi, tükürük simülasyonu ve yara iyileşmesi üzerine etkileri nedeniyle ağartma tedavisinde kullanılan ürünlere üre eklenmektedir (Greenwall 2001).

1.7.6. Gliserin ve Glikol

Ağartma ürünleri gliserin veya glikol bazlıdır. Gliserin; ağartma ürünlerinin viskozitelerini arttırarak kullanımını kolaylaştırmaktadır. Ancak bu durum dişlerde dehidratasyona neden olmaktadır. Birçok diş hekimi gliserin içeren ağartma ürünlerinin kullanımı sonucunda oluşan dehidratasyonun dişlerin saydam görüntülerinin kaybına neden olduğunu bildirmişlerdir. Glikol ise anhidröz bir gliserindir (Greenwall 2001).

1.7.7. Diğer Maddeler

Ağartma ürünlerine eklenen yüzey nemlendiricileri sayesinde hidrojen peroksitin diş yüzeyine penetre olması kolaylaşmaktadır ve bu maddeleri içeren ürünlerin diğerlerine oranla daha etkili oldukları belirtilmektedir (Greenwall 2001).

Tüm ağartma ürünlerinde sitroksain, fosforik asit, sitrik asit veya sodyum stannat gibi koruyucular bulunmaktadır. Bu asidik koruyucular sayesinde hidrojen peroksitin parçalanmasını hızlandıran demir, bakır, magnezyum gibi metallerin ürünleri etkilemesi engellenerek jellerin stabilizasyonunu sağlanmaktadır (Greenwall 2001).

1.7.8. Ağartma Mekanizması

Ağartma işlemi, "Redoks" olarak bilinir ve bir oksidasyon-redüksiyon

işlemidir. "Redoks" reaksiyonu içinde, oksitlenmiş ajan çiftleşmemiş elektronlarla birlikteki serbest radikalleri içerir. Reaksiyon esnasında bunlar ayrılır, redükte olurlar, redükte ajan elektronları alarak oksidize hale gelir (Şahin 2003).

Düşük molekül ağırlıkları nedeni ile mine ve dentine penetre olabilen peroksit solüsyonları, serbest oksijen radikallerine ayrışmakta ve organik pigment molekülleri ile reaksiyona girerek büyük pigmente molekülleri daha küçük moleküllere parçalamaktadır. Ağartma işlemi sırasında yüksek pigmente karbon bağları açılarak, daha açık renkteki zincirlere dönüşmekte ve işleme devam edildiği sürece beyazlatılan materyalin rengi açılmaktadır (Oktay 2006).

Ağartma işlemi devam ederken, sadece hidrofilik renksiz yapının var olduğu bir noktaya ulaşılır. Bu materyalin doyma noktasıdır. Ağartmanın yavaşladığı bu noktadan sonra işleme devam edilirse, proteinlerin veya diğer karbon içeren materyallerin karbon omurgaları kırılır ve hidroksil grupları olan bileşikler, daha küçük komponentlerine ayrılırlar. Mine kaybı hızlanır ve kalan materyal hızla karbondioksit ve suya dönüşür (Albers 1991). Diş hekimleri için en önemli nokta, ağartma işleminin doyma noktasından önce durdurulması gerekliliğidir. Bu noktadan sonra daha fazla beyazlama etkisi elde edilemeyeceği gibi diş yüzeylerinden madde kaybı başlayacaktır (Feinman 1987).

1.7.9. Ağartma Tedavisi Yöntemleri

Vital diş ağartma yöntemleri

Vital diş ağartma teknikleri; klinikte gerçekleştirilen “power bleaching” (Feinman 1987) adı verilen tekniği ve klinik dışında diş hekimlerinin kontrolünde evde uygulanan ‘nightguard vital bleaching’ (Haywood ve Heyman 1989) adı verilen teknikleri içermektedir. Bu teknikler ayrı ayrı uygulanabileceği gibi birbirleriyle kombine olarak da uygulanabilmektedir.

Bazı durumlarda hekimlerin klinik veya klinik dışında kullanılan ağartma yöntemleri arasında seçim yapmaları gerekmektedir. Klinikte kullanılan ağartma yöntemlerinin avantajları; ağartma işleminin tamamen hekimin kontrolü altında olması, yumuşak dokuların korunması ve daha hızlı bir ağartma elde edilmesidir.

Dezavantajları ise; maliyetinin yüksek oluşu ve tedavinin kalıcılığının bilinmemesidir (Heyman 2002).

Hekimlerin kontrolünde evde uygulanan ağartma yöntemlerinin avantajları; peroksitlerin daha düşük konsantrasyonda kullanılması, uygulama kolaylığı, yan etkilerinin daha az oluşması ve tedavi için klinikte geçirilen zamanın daha az olması nedeniyle maliyetin düşük olmasıdır. Dezavantajları ise tedavinin hastaya bağlı olması, tedavi süresinin uzunluğu ve yumuşak dokularda meydana gelebilecek zararlardır (Heyman 2002).

Hekim kontrolünde uygulanan ağartma tedavilerine alternatif olarak kişilerin eczanelerden ve hatta marketlerden satın alıp kullanabilecekleri daha düşük maliyeti olan çeşitli ağartma ürünleri kullanıma sunulmuştur. Ağartma süreci hekim tarafından kontrol edilmediği için bu ürünlerin kullanımına bağlı olarak birçok yan etki görülebilmektedir. Hastalar tarafından çok yaygın bir şekilde kullanılan bu ürünlerin güvenilirlikleri ve etkinlikleri ile ilgili yeterince çalışma bulunmamaktadır (Auschill ve ark 2005).

Food and Drug Administration (FDA) 1991 yılında, içerdikleri asidik çalkalama solüsyonları nedeni ile dişlere zarar verme olasılığı yüzünden, OTC (tezgâh üstü ürünler) ürünlerini incelemeye başlamıştır. FDA diş ağartma işleminde kullanılan kimyasalları, kozmetik sınıfından çıkarıp, ilaç olarak sınıflandırmış ve bu tedavi şeklinin karşısında olmuştur (Haywood 1993).

American Dental Association (ADA), 1994 yılında üretici firmaları peroksit içeren ağız bakım ürünlerinin güvenlik ve etkinliği ile ilgili çalışmalar yapmaya zorlamıştır. Ağartıcı ajanların ADA tarafından güvenilir ve etkili olarak kabul edilmesi için uyulması gereken kurallar üreticilere bildirilmiştir (Council on dental therapeutics 1994). Beyazlatıcı ürünlerin kullanımı ile sert ve yumuşak dokulara zarar verilmediğini ve etkili bir şekilde dişlerin beyazlatıldığını gösteren bilimsel çalışmaların sonuçlarının sunulması gerekmektedir (Dunn 1998). Ayrıca ağartma tedavisi uygulanan hastaların tedavi sonrası 6 ay renk değişimi ve yan etkiler açısından takip edilmesi de ADA onayı alınabilmesi için gereklidir (Leonard 1998).

Klinikte uygulanan vital diş ağartma yöntemleri

Vital dişlerin klinikte ağartılabilmesi için yeterince güçlü bir ağartma materyali bulunması konusunda birçok çalışma yapılmıştır. 1918 yılında Abbot (Zaragoza 1984), günümüzde kliniklerde kullanılan ve power bleaching adı verilen vital diş ağartma tedavilerinin öncülüğünü yapan, süperoksolün yüksek yoğunluktaki ışık kaynağı kullanılarak aktive edilmesini tanıtmıştır.

Işık kaynağı kullanılarak elde edilen ısı, kimyasal bir reaksiyon olan ağartma işleminin reaksiyon hızını arttırmaktadır. Bu yöntemde kullanılan beyazlatıcı ajan % 35'lik hidrojen peroksittir. Tahriş edici etkisi nedeniyle dişetleri, dudaklar ve çevre yumuşak dokular korunmalı, dişler rubber-dam ile izole edilmelidir (Hall 1991). % 35'lik hidrojen peroksitin jel veya pat formları dişler üzerine yerleştirildikten sonra, oksidasyon reaksiyonu ısı uygulaması ile arttırılabilir. Bu amaçla argon ve karbondioksit lazerler, plazma ark lambaları, quartz halojen lambalar ve kızılötesi lambalar kullanılabilmektedir (Blankenau ve ark 1998). Böylelikle oluşan serbest oksijen radikallerinin oluşumu da artmakta, renkli moleküllerin ortamdan uzaklaşması ve ağartma mekanizması hızlanmaktadır (Rosenstiel ve ark 1991).

Bu tedavi yöntemi, sert ve yumuşak dokularda yüksek ısı artışlarına neden olduğu için daha fazla oranda diş duyarlılığı gözlenmektedir. Tedavinin başarısı için birçok klinik seansın (haftada 1 kez her biri 30-45 dk olan 2-6 seans) gerekli olmasına karşın tedavi sonrası elde edilen rengin daha fazla oranda geri döndüğü belirtilmektedir (Greenwall 2001). Isı oluşturmayan daha hızlı ve güvenilir ışık kaynaklarının kullanılmaya başlanması ile kliniklerde kullanılan ağartma tedavileri daha güncel hale gelmiştir.

Hekim kontrolünde evde uygulanan vital diş ağartma yöntemleri

Hekim kontrolünde evde uygulanan vital diş ağartma yöntemi ilk olarak Haywood ve Heyman tarafından 1989 yılında tarif edilmiştir. Günümüze kadar birçok değişime uğramasına karşın bu yöntemin temeli %10 karbamid peroksit içeren beyazlatıcı ajanların geleneksel taşıyıcılar içerisinde 6-8 saat arasında değişen sürelerde 2-6 hafta kullanılmasına dayanmaktadır (Haywood 1992). Kullanılan

materyalin güvenilir olması ve tedavinin yüksek başarı oranı ile uygulanmasının yanı sıra hastalar tarafından kullanımlarının kolay olması ve klinikte az zaman harcanmasına bağlı olarak maliyetin düşüklüğü bu tekniğin en önemli avantajlarıdır (Weinberg 1997).

Hekim kontrolünde hastaların evde uyguladıkları ağartma sistemleri gece veya gündüz kullanılabilirler. Bazı üretici firmalar ürünlerinin gece boyunca, bazıları ise gündüz birkaç saat boyunca kullanılmasını önermektedirler. Tüm hastalar için uygun olan tek bir tedavi seçeneği yoktur. Ancak tükürük akışının azalması nedeniyle tedavilerin gece boyunca uygulanması tedaviden sağlanan yararı arttırmaktadır (Heyman 2002). Tekniğin en büyük dezavantajı, ideal sonuçları elde etmek için önemli derecede hasta uyumuna ihtiyaç duyulması ve hekim kontrolünün azalmasıdır (Kihn 2007).

Hekim kontrolü olmadan uygulanan vital diş ağartma yöntetmleri

Hekimler tarafından uygulanan ve maliyeti yüksek olan tedavilere alternatif olarak son yıllarda birçok OTC (Over-The-Counter) ürünü kullanıma sunulmuştur. Bu sistemlerde beyazlatıcı maddeler; çiklet, diş macunu veya vernik gibi ürünler içerisinde yer alarak dişler üzerine uygulanabilmektedir. Eczane ve marketlerde hastaların kolaylıkla ulaşabilecekleri bu sistemler ile ilgili yapılan çalışmalar bazılarının oldukça etkili olduğunu göstermiştir (Barlow ve ark 2003, Gerlach ve Baker 2003).

Sagel ve ark (2000) vital diş ağartma yöntemlerine alternatif olarak ağartma jellerinin taşınması için bantların (strip) kullanımını tarif etmişlerdir. Bu ağartma sisteminde; esnek polietilen bantlar, yüzeylerinde homojen olarak dağılmış 150-200 mg kadar beyazlatıcı jel ile kaplıdırlar. Hidrojen peroksit konsantrasyonu % 5,3 ila % 6,5 arasında değişmektedir ve hastalar bu sistemi 14 gün boyunca günde 2 kez 30 dakikalık sürelerle kullanmaktadırlar.

Ağartma bantları, geleneksel taşıyıcıların kullanıldığı sistemlere göre birçok avantaja sahiptir. Bantlar, taşıyıcı fabrikasyonuna gerek olmaksızın, direkt olarak kullanıcının dişlerine adapte olurlar. Belirli bir miktar jelle yüklendiklerinden uygun

doz ve homojen bir uygulama sağlamaktadırlar. Ayrıca tek kullanımlık olmaları nedeni ile temizleme ve saklama koşullarına dikkat edilmesine de gerek kalmamaktadır (Oktay 2006).

Devital diş ağartma yöntemleri

Devital diş ağartma yöntemlerinin başlıca endikasyonu kök-kanal tedavisi görmüş dişlerin beyazlatılmasıdır. Devital dişlerde görülen renk değişiminin sebebi kök kanal tedavisinden önce travma nedeni ile meydana gelen kanamanın dentine geçişi olabildiği gibi, kök kanal tedavisi sırasında bırakılan artık pulpa dokularının veya kullanılan restoratif materyallerin ve simanların renklenmesi olabilmektedir.

Devital ağartma yöntemleri arasında klinikte uygulanan ‘’termokatalitik yöntem’’ ve ‘’walking bleach’’ yöntemleri bulunmaktadır (Heyman 2002). Ofiste uygulanan bu yöntemde, %30-35’lik hidrojen peroksit pulpa odasına yerleştirilir ve sabit ısıya ayarlanmış, elektrikle ısınan özel bir cihaz veya ışıkla aktive edilir. Isı ya da ışık uzun sürelerle kullanılmamalıdır. 5 dakikalık periyodu takiben diş en az 5 dakika soğumaya bırakılmalıdır (Lewinstein ve ark 1994, Greenwall 2001).

Walking bleach devital dişlerde kullanılan en yaygın yöntemdir. Ağartma ajanının pulpa odasında 2 ila 7 gün bırakılması nedeniyle bu ismi almıştır. Bu teknik termokatalitik tekniğe göre seans süresi, etkinliği ve güvenilirliği açısından daha avantajlıdır (Rotstein ve ark 1992, Steiner ve West 1994).

Ağartma işleminin etkileri

Diş dokularına etkileri

Ağartma ajanlarının minenin mikrosertliği üzerine etkilerini inceleyen çalışmalarda % 10’luk karbamid peroksit kullanımının minenin yüzey sertliğini değiştirmediğini ancak % 30’luk hidrojen peroksit kullanılmasının mine ve dentinin yüzey sertliğini azalttığı bildirilmiştir (Cimili 1997, Potocnick ve ark 2000).

Efeoğlu ve ark (2005), karbamid peroksitin günde 8 saat 15 gün süreyle uygulanmasının minede 50 µm derinlikte demineralizasyona sebep olduğunu göstermişlerdir.

Potocnik ve ark (2000), % 10'luk karbamid peroksitin dişlerin kalsiyum ve fosfat konsantrasyonunda azalmaya neden olduğunu, kalsiyum kaybının fosfata göre daha fazla olması nedeniyle Ca/P oranının bozulduğunu ifade etmişlerdir.

Ağartmanın restorasyonlar ve restoratif materyaller üzerine etkileri

Bazı SEM çalışmaları ve profilometrik analizler; % 10 ve % 16'lık karbamid peroksit ağartma ajanlarının, mikrofil dolduruculu ve hibrit kompozit rezinlerde hafif ama önemsenecek düzeyde yüzey pörözitesinde artış meydana getirdiklerini rapor etmişlerdir (Bailey ve Swift 1992, Türker ve Bişkin 2003). Bu bulgular % 6'lık hidrojen peroksitin hibrit kompozit üzerine uygulandığı ve insan tükürüğünde bekletildiği bir SEM çalışmasında da doğrulanmıştır (Schemehorn ve ark 2004). Ayrıca mikrofil dolduruculu örneklerde %10'luk karbamid peroksitin 4 haftadan fazla kullanımının örneklerde çatlak meydana getirdiği rapor edilmiştir (Bailey ve Swift 1992).

Türker ve Bişkin (2003), ağartma ajanlarının feldispatik porselen üzerine olan etkisini araştırmışlardır. % 10-16'lık karbamid peroksit jelin (günde 8 saat boyunca 30 gün süre ile) yüzey sertliğinde önemli derecede düşüşe neden olduğunu gözlemlemişlerdir. Buna rağmen materyal yüzey yapısı, uygulanan ağartma ajanlarından etkilenmemiştir. Yine Schemehorn ve ark (2004), yaptıkları araştırmada feldispatik porselen üzerinde % 6'lık hidrojen peroksit jel uygulamasından sonra benzer sonuçlar rapor etmişlerdir.

Butler ve ark (2004), yaptıkları araştırmada, % 10'luk karbamid peroksit ve floritin düşük ısı ve ultra düşük ısı porseleninin yüzey pürüzlülüğüne etkilerini araştırmışlardır. Bu çalışma için feldispatik porselen (Ceremco II), düşük ısı porseleni (Finesse) ve alüminöz porselen (All-ceram) kullanılmıştır. Sonuçlar göstermiştir ki; %1.23'lük asidik fosfat florit uygulaması, üç porselende de yüzey pürüzlülüğünü artırmıştır. Özellikle oto glazeli yüzeylerin üzerinde ve daha önceden

porselen restorasyonu olan bireylerde kullanılmaması önerilmiştir. Porselen yüzeylerin solüsyonlara daldırılmadan önce cilalanması, porselenlerin bu test solüsyonlarına (% 1.23'lük APF (Asidile Fosfat Florid), % 0,4' lük stanöz florit, % 10'luk karbamid peroksit) karşı daha dayanıklı olmalarını sağlamıştır. Finesse porseleni, bu solüsyonlar karşısında, Ra değerleri göz önüne alındığında, en az elverişli porselendir. Diş hekimleri florit ve % 10' luk karbamid peroksiti kullanmadan önce, restorasyon yüzeyinin pürüzlenmesini önlemek için porselenin çeşidinden emin olmalıdır.

Abu-Eittah ve Mandour (2011), yaptıkları çalışmada alüminayla güçlendirilmiş dental seramiklerin yüzey topografisi ve korozyon davranışı üzerinde üç farklı konsantrasyondaki hidrojen peroksit solüsyonunun etkisini in vitro olarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucu, iyon salınım miktarının hidrojen peroksit konsantrasyonuyla ve uygulama zamanıyla direkt olarak ilişkili olduğunu göstermiştir. Hem asetik asit hem de hidrojen peroksit uygulanan örnekler, sadece asetik asit uygulanan örneklere kıyasla artmış ağırlık kaybı ve yüksek korozyon oranı göstermişlerdir. Yine yüzey pürüzlülük değerlerinin de zamana ve hidrojen peroksit konsantrasyonuna bağlı olarak değiştiği tespit edilmiştir.

1.8. İyon Salınımı

Dental bileşiği oluşturan elementlerin kimyasal, fiziksel etkilerle ya da bileşiğin yapısının stabil olmaması sebebiyle salınıp ağızda lokal ya da sistemik etkilere sebep olmasına iyon salınımı denir. Diş hekimliğinde kullanılan oksit seramikler esas olarak silikon oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve zirkonyum oksitten (ZrO_2) oluşmaktadır. Lanthanum cam %39 lityum oksit içermektedir.

Dental seramiklerin genellikle çözünmediği veya çok az çözündüğü ifade edilmektedir. Ancak seramiklerin başlangıç dayanıklılıkları yüklemeye ve sıvı ortama bağlı olarak belirgin derecede azalmaktadır (Schwickerath 1986, Risito ve ark 1995). Bu nedenle çözünmenin kimyasal ortama (asidik, nötral veya alkalin), mekanik ortama (yükleme) veya bunların kombinasyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir (Anusavice 1992).

Silikon oksit seramiklerde; farklı pH' larda silikon, boron, sodyum, potasyum ve alüminyum elementleri salınmaktadır. Ancak silikon, sodyum ve potasyum

elementleri bor ve alüminyum elementlerine göre daha fazla miktarda salınmaktadır. Çözünme sırasıyla en fazla alkali ortamda sonra asidik ortamda ve en az da nötral ortamda olmaktadır (Nishiyama ve ark 1983). Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit ilavesi çözünmeyi azaltmaktadır (Anusavice 1992).

Çözünürlük ayrıca yüzey bitim işlemlerine ve materyal tipine bağlıdır. Yüksek pişirme ısısına sahip seramiklere glaze uygulandığında çözünme azalmaktadır, düşük pişirme ısısına sahip seramiklerde ise polisaj uygulanması çözünmeyi azaltmaktadır. Silikon oksit seramiklerin % 4' lük asedik asitte (ISO 6872: 80º C) çözünürlüğü 9 µg/cm^2/16 sa (yüksek ısı porselenlerinde) ile 89 µg/cm^2/16 sa (düşük ısı porselenlerinde) arasında değişmektedir (Risito ve ark 1995). Bu miktarlar ISO 6872 'nin belirttiği 100 µg/cm^2/2 gün seviyesinin altındadır (Anusavice 1992, Schafer ve Kappert 1993).

Alüminyum oksit seramiklerde kor altyapı için kullanılan meteryaller, dentin ve mine için kullanılan materyallere göre daha fazla çözünmektedir (Schafer ve Kappert 1993). ISO 6872 ile tanımlanan maksimum çözünme 2.000 µg/cm^2/16 sa' dir.

Yapılan bir çalışmada (Ardlin 2002) zirkonyum oksit seramiklerin % 4' lük asedik asitte (ISO 6872: 80º C' ye göre) çözünürlüğü 0 ile 4 µg/cm^2 arasında bulunmuştur ve bu değerler de ISO değerlerinin çok altındadır.

1.8.1. Biyouyumluluk

Klasik tanımı ile biyouyumluluk, herhangi bir materyalin canlı dokularla temas halinde iken lokal ya da sistemik toksisiteye, alerjik, mutajenik ve karsinojenik etkiye neden olmayan inert özellikleri ile vücudun sert ya da yumuşak dokularında doku reaksiyonu oluşturmamasıdır (Smith 1982, Bergman 1986, Schmalz 1994, Ateş 2007).

Vücuda yerleştirilen herhangi bir restorasyon, çevredeki sert ve yumuşak dokuda birtakım değişikliklere yol açar (Smith 1982). Oral epitel, bağ dokusu, diş sert dokusu ve kemik ile temas eden restorasyonlarda kullanılan metalik elementlere karşı oluşan bu değişiklikler doku reaksiyonu olarak adlandırılır. Bu reaksiyon materyalin kimyasal yapısına, restorasyonun tasarımı ve elde edilme yöntemlerine,

mekanik özelliklerine, dokularla olan temasının şekli ve süresine bağlı olarak çeşitli şekillerde ortaya çıkar (Smith 1982, Wataha ve ark 2000, Ateş 2007).

Sistemik etki

Sistemik etki veya toksisite, materyalin vücuda girdikten sonra, kan dolaşımına katılarak hedef bölgeye ulaşmasıyla meydana gelir. Sistemik toksisitede reaksiyon, toksik materyalin uygulandığı bölgeden uzakta meydana gelir (Schmalz 1988).

Lokal etki

Lokal etki veya toksisite, toksik materyalin vücuda giriş bölgesinde oluşturduğu reaksiyondur (Hanks ve ark 1996, Wataha 2001, Ateş 2007). Dental döküm alaşımlarından salınan metal iyonları lokal toksisiteye yol açabilir. Lokal toksisite için gereken konsantrasyon, sistemik toksisite için gereken konsantrasyondan daha düşük olabilir (Wataha 2000, Ateş 2007).

Alerjik etki

Alerji ve aşırı duyarlılık terimleri immün sistemle ilgilidir. İmmün sistemin unsurlarından olan antijen, alerjik reaksiyonu oluşturan proteindir. Antijene ilk maruz kalındığında, antijene karşı organizmayı savunmak amacıyla oluşturulan protein ise antikordur. Bazı durumlarda immün reaksiyonlar, koruyucu ve iyileştirici olmaktan çıkarak doku ve organlar için zarar verici nitelik kazanabilirler. Optimum immün cevabın aksine, antijene karşı organizmanın oluşturduğu bu zarar verici immün cevaba alerji ve aşırı duyarlılık (hipersensitivite) denmektedir (Kılıçturgay 1994, Güven 1995, Ateş 2007).

Mutajenik ve karsinojenik etki

Mutajenite DNA’ nın çift sarmal yapısındaki değişikliktir. Karsinojenite ise DNA’daki değişiklik sebebiyle hücrenin bölünme ve büyüme işlevini yerine getirememesidir. Karsinojenite mutasyonlar sonucu oluşur; ancak, tüm mutasyonlar karsinojeniteye neden olmaz. Rutin olarak DNA’da birçok mutasyonlar oluşmaktadır. Ancak vücudumuz bu mutasyonları tamir edecek çok çeşitli mekanizmalara sahiptir. Metaller, direkt olarak DNA’da mutasyonlara neden olacak

şekilde etki etmezler; ancak, DNA'yı değiştirecek serbest radikallerin oluşmasına neden olabilirler (Wataha 2000, Ateş 2007).

1.8.2. İyonların Vücut Üzerindeki Etkileri

Alüminyum (Al)

Kabul edilebilir günlük doz 50-1000 mg' dır. Minimal risk seviyesi 1.0 mg/kg/d' dir. Bazı tartışmalı bulgulara göre Alzheimer hastalığının patogenezinde rol oynamaktadır (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Baryum (Ba)

Kabul edilebilir günlük doz miktarıyla ilgili bir veri bulunmamaktadır. Minimal risk seviyesi 0,2 mg/kg/d' dır. Yüksek dozlardaki baryum sinir sistemini etkilemekte; kardiyak düzensizliklere, nefes darlığına, titremeye, halsizliğe, anksiyeteye ve paralize sebep olmaktadır (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Bor (B)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 3-9 mg' dır. Minimal risk seviyesi 0,2 mg/kg/d' dır. Toksik etkilerinde deride kızarıklık, kusma, limon küfü renginde diyare, kan dolaşımında baskılanma, koma ve havale görülmektedir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Vücuda giren borun % 90-95 kadarı ilk 24 saatte değişikliğe uğramadan idrarla atılırken, çok az bir kısmı kemik, tırnak, saç, dişler, kıllar; karaciğer ve dalak gibi organlarda birikir. Yüksek dozlarda bor alınması durumunda, kusma, ishal, baş dönmesi, titreme gibi zehirlenme belirtileri gözlenebilir. Deride döküntüler, karaciğer, böbrek ve merkezi sinir sistemi anomalileri de görülebilmektedir (Priscilla 1998)

Yapılan araştırmalar, borun zehir etkisinin düşük olduğunu göstermiştir. 15-30 g boraks veya 2-5 g borik asit doğrudan alındığında ani rahatsızlıklar ortaya çıkar.

Yetişkinlerde baş ağrısı, kusma, ishal, depresyon; çocuklarda ise daha çok havale, koma ve beyin zarı tahribi zehirlenme belirtileri arasındadır (Cantürk 2002).

Kalsiyum (Ca)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 1000 mg' dır. Minimal risk seviyesiyle ilgili veri bulunmamaktadır. Kalsiyum oksit tozları akciğerlere mekanik olarak zarar verebilir ve akciğer hastalıklarının ortaya çıkma ihtimalini arttırabilir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Krom (Cr)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 0,05-0,12 mg' dır. Minimal risk seviyesi 0,3 µg/m^3' dır. Krom deride kızarıklıklara ve ülserlere, solunum problemlerine sebep olabilir. Ayrıca immün sistemin zayıflamasına, böbrek ve karaciğer hasarına, genetik yapıların bozulmasına ve akciğer kanserine sebep olabilir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Flor (F)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 2,5-4 mg' dır. Minimal risk seviyesi 0,4 mg/kg/d' dır. Akut toksisitesi ölümle sonuçlanır. Kronik toksisitesi kemik ve böbrek fonsiyonlarını etkiler, florozis görülür. Kas ve sinir fonksiyonları etkilenebilir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Lityum (Li)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 600-2100 mg' dır. Bu doz bipolar bozukluğu olan hastaların manik ve depresif evrelerinde kullanılan miktardır. Minimal risk seviyesi plazma konsantrasyonunda 2 mmol/L' dır. Yan etkileri olarak titreme, diyare, kilo artışı, idrarda artış ve metalik tad rapor edilmiştir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Magnezyum (Mg)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 350 mg' dır. Minimal risk seviyesiyle ilgili veri bulunmamaktadır. Sadece çok yüksek dozlarda, böbrek yetmezliği varlığında toksisite semptomları görülmektedir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Manganez (Mn)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 2,5-5 mg' dır. Minimal risk seviyesi 0,0003 mg/m^3' dır. Manganezin etkileri esas olarak solunum sistemi ve beyinde meydana gelmektedir. Manganez zehirlenmesinin semptomları; halüsinasyonlar, unutkanlık ve sinir hasarıdır. Ayrıca Parkinson hastalığına, akciğer embolisine ve bronşite sebep olabilir. Erkeklerin manganeze uzun süre maruz kalması sonucu impotans görülebilir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Kadmiyum (Cd)

İnhalasyon ve oral yolla alınan kadmiyumun toksisite aralığı çok geniştir. Minimal risk seviyesi 0,088 mg/m^3 olarak kabul edilmiştir. Kadmiyum diğer ağır metallerle içinde suda çözünme özelliği en yüksek olan elementtir. Bu nedenle doğada yayılım hızı yüksektir ve insan yaşamı için gerekli olan elementlerden değildir. Kısa süreli olarak 0,05 mg/kg kadmiyum alınımı mide rahatsızlıklarına neden olurken, uzun süreli (>14 gün) 0,005 mg/kg/gün dozu böbrek ve kemiklerde önemli problemlere neden olmaktadır. Kronik kadmiyum zehirlenmesinde ortaya çıkan en önemli etki özellikle akciğer ve prostat kanseridir. Kronik zehirlenme böbrek hasarı ile ortaya çıkar ve idrarda düşük moleküllü protein görülür. Aşırı dozda kadmiyum alınımı (60-480 µg/g) böbrekler üzerinde tahrip edici etkinin ortaya çıkmasına yol açar. Kadmiyum zehirlenmesine bağlı olarak kemik erimesi ve buna bağlı hastalıklarda görülür. Diğer taraftan kansızlık, dişlerin dökülmesi ve koku duyumunun yitirilmesi de önemli etkilerdir (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Kurşun (Pb)

Kurşun, proteinler üzerindeki sülfitril, fosfat ya da karboksil köklerine bağlanarak enzimleri etkisizleştirir, ayrıca kalsiyum, çinko ve demir ile etkileşir. Böylece hücre zarlarını etkiler, sinirsel iletiyi bozar, hücrenin redoks olaylarını etkiler ve nükleotit metabolizmasını bozarak çoklu sistem hasarı oluşturur. Kan kurşun düzeyi Lg /dL olarak 25-60 arasında anemi ve hafif nöropsikiyatrik belirtiler, 60-80 arasında sindirim sistemi ve böbrek tutulumuna, 80-100 arasındaysa karında kolik tarzında ağrı, ensefalopati ve periferik nöropatiye neden olabilir (Aslan 2014).

Selenyum (Se)

Minimal risk seviyesi oral yolla kronik alımda 0,005 mg/kg/d' dir. Selenyum insanlar için esansiyel bir elementtir. Kronik selenozis veya selenyum toksitesi saç ve tırnak kaybı, deri lezyonları, diş çürüğü ve sinir sistemi anormallikleri ile karakterizedir. Akut selenyum toksitesinin en sık belirtileri bulantı, kusma, saç kaybı, tırnak değişiklikleri, irritabilite, baygınlık ve periferal nöropatidir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Bakır (Cu)

Minimal risk seviyesi oral yolla akut alımda 0,01 mg/kg/d' dir. Kanda % 5-15 arasında bulunan serbest bakır toksisiteye sebep olmaktadır. Akut zehirlenmesinde kusma, kanlı kusma, hipotansiyon, koma, ciltte sarımsı pigmentasyonlar ve gastrointestinal rahatsızlıklar görülür. Kronik zehirlenmede karaciğer ve böbrek hasarı görülür (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Demir (Fe)

Demir zehirlenmesinde karaciğer başta olmak üzere, kalp, böbrek, akciğerler ve hematolojik sistem olumsuz etkilenir. İntoksikasyonun şiddeti alınan demir miktarına bağlıdır. 20 mg/kg'ın altında toksisite riski düşüktür, 20-40 mg/kg arasında orta derecede toksisite riski vardır, 60 mg/kg'ın üzerindeki dozlar yüksek risklidir (Özgül ve ark 2011).

Kükürt (S)

Hidrojen sülfit (H_2S) doğada işlenmemiş petrolde, doğalgazda, volkanik gazlarda ve kaplıcalarda bulunur. Ayrıca organik maddelerin bakteriler tarafından yıkımı sonucunda da oluşur. Ağızda ve sindirim sisteminde bulunan bakteriler tarafından da üretilir. Yanıcı, rensiz bir gazdır ve karakteristik bozuk yumurta kokusuna sahiptir. Genellikle hidrosülfirik asit, lağım gazı olarak da bilinir. Oral yolla maruz kalmayla ilgili hiçbir sistemik etki veya ölümle sonuçlanan çalışma yapılmamıştır. Wetterau ve ark' ın 1964 yılında yaptıkları çalışmada yetişkin domuzları birkaç gün 15 mg/kg/d sülfirik asitle beslemişler ve diyare gözlendiğini bildirmişlerdir. Aynı araştırıcılar daha düşük ağırlıklı genç domuzlarla yaptıkları çalışmada ise diyare gözlenmediğini bildirmişlerdir (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Molibden (Mo)

Molibden solunduğunda veya ağız yoluyla alındığında hafif derecede zehirleyici olabilir. Laboratuar verilerine göre, molibdenin zehirleyici özelliği, ağır metallere oranla daha düşüktur. İnsanlarda molibdenin yaratacağı akut zehirlenme için gerekli doz çok yüksek olduğundan olası bir durum değildir (Aslan 2014).

Fosfor (beyaz) (P)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı fosfat formu için 1000-1200 mg' dır. Minimal risk seviyesi 0,2 µg/kg/d' dır. Yüksek dozları hassas bireylerde mide problemlerine yol açabilir, böbrek hasarı ve osteoporoz görülebilir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Potasyum (K)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 3500 mg' dır. Minimal risk seviyesiyle ilgili veri bulunmamaktadır. Potasyum iyonu toksik değildir ancak bazı tuzlarındaki anyonlar toksik olabilir. Oksit formlarında toksisite riski yoktur (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Silikon (Si)

Kabul edilebilir günlük doz miktarıyla ilgili veri bulunmamaktadır. Minimal risk seviyesi 3160 mg/kg (LD50 (oral))' dır. Silikon element olarak ve doğal olarak bulunan silika ve silikat formlarında toksik değildir. Kristalin silikanın (silikon dioksit) ise solunumu riske sokma potansiyeli vardır (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Sodyum (Na)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 2400 mg' dır. Minimal risk seviyesiyle ilgili veri bulunmamaktadır. Sodyum toksik değildir ancak birleşiklerindeki anyonlar toksik olabilir. Porselenlerdeki formları zararsız olarak nitelenmektedir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Nikel (Ni)

İnsanda akciğer, böbrek, karaciğer ve bağırsak dokularında değişik konsantrasyonlarda nikel elementi bulunur. Yaş ilerledikçe akciğerlerdeki nikel oranı artar. Normal idrar konsantrasyonu yaklaşık 2,3 mg /100 ml' dir. İnsan tükürüğündeki nikel miktarı 0,8 – 4,5 mg / 100 ml arasında değişirken, yapılan doku kültürü araştırmalarında, insan gingivasındaki fibroblastlar için toksik miktarın 0,25 mg / 100 ml olduğu bildirilmiştir (Kansu 1991, Özen 2001). Nikel içerikli alaşımların korozyon oranı yüksektir. Ağız boşluğunda oluşan korozyon ürünleri dokular tarafından tutulup hedef organlara taşınır. Bu, özellikle nikele duyarlı hastalarda, vücudun çeşitli yerlerinde yayılma reaksiyonu şeklinde kendini gösterir. Genel populasyonda nikele aşırı duyarlılık insidansı kayda değer oranda yüksek bulunmuştur (% 28,5). Kadınlarda bu insidans erkeklere oranla on misli fazladır (Kansu, 1991).

Kobalt (Co)

Minimal risk seviyesi oral yolla alımlarda 0,01 mg/kg/d' dır. Kronik kobalt toksikasyonunda, bireylerde hipertroidi, hematolojik bozukluklar, dispne

oluşabilmekteyken diş hekimliğinde kullanılan formlarının bu yönde bir sistemik bulgu oluşturduğuna dair bilgi mevcut değildir (Kansu 1991, Özen 2001, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Titanyum tetraklorid

Kabul edilebilir günlük doz miktarıyla ilgili bir veri bulunmamaktadır. Minimal risk seviyesi 0,01 mg/m^3' tür. Titanyum metal ve tuzları, titanik asit dışında toksik değildir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

İtriyum (Y)

Kabul edilebilir günlük doz miktarıyla ilgili bir veri bulunmamaktadır. Minimal risk seviyesi 1,0 mg/m^3' tür. Hayvanlarda yapılan deneylerde itriyum ve bileşikleri akciğer ve karaciğer hasarına sebep olmuştur. Ancak farklı itriyum bileşiklerinde toksisite değişmektedir. İtriyum bileşiklerine maruz kalınması insanlarda akciğer hasarına sebep olabilir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

Çinko (Zn)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı fosfat formu için 8-11 mg' dır. Minimal risk seviyesi 0,3 mg/kg/d' dır. 25 mg' ın üzerindeki dozlar anemiye ve bakır eksikliğine yol açabilir (National Research Council (U.S.) 1989, Anusavice 1992, Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013).

1.9. Elementlerin Analizinde Kullanılan Yöntemler

1.9.1. ICP (İndüktif Eşleşmiş Plazma)

ICP, numunedeki elementlerin 7000-8000 Kelvin (K) (6727-7727º C) gibi yüksek sıcaklıkta atomlaştırılıp uyarıldığı, manyetik alanla desteklenmiş plazma tekniğidir. ICP tekniği plazma argon gazının hem inert olması hem de kolay iyonlaşabilmesinden dolayı, bu gazın radyofrekans jeneratörü tarafından oluşturulan manyetik alanla etkileştirilmesi ile gerçekleştirilir (Yıldız 2004).

Numune çözeltisi nebulizatör yardımı ile plazma destek gazı ile birlikte kuartz tüpe getirilir. Kuartz tüpün içerisinde hem numunenin plazmaya gelmesini sağlayan akış bölgesi hem de kuartz tüpün soğumasını sağlayan akış bölgesi bulunmaktadır. Tüpün dış kısmına indüksiyon bobinleri sarılarak bobin uçları 27 MHz (Megahertz)- 40 MHz'lik bir radyofrekans jeneratörüne bağlanır. Jeneratörden gelen ve bobinden geçen akım ile kuartz tüpün uç kısmında bir manyetik alan oluşturulur. Ayrıca, kuartz tüpün etrafında bulunan tesla bobinleri ile plazma oluşumunu sağlayacak olan ilk elektronlar oluşturulur. Bu elektronlar, tüpün ucundaki manyetik alanda hızlanarak argon gazı atomları ile çarpışırlar. Bu çarpışma ile çok miktardaki argon iyonları ve elektronlar elde edilir. Tekrarlanan bu işlemlerle, 6000-10 000 K arasında değişen sıcaklığa sahip plazma elde edilir. Kuartz tüpün altından getirilen numune plazmaya girerek atomlaşır ve uyarılma gerçekleşir. Elde edilen numune nötraldir ve sadece argon gazının iyonlarını, elektronlarını ve uyarılmaya hazır hale getirilmiş numune atomlarını içerir (Yıldız 2004).

İdeal bir emisyon kaynağının sahip olması gereken özellikler şunlardır:

1. Bütün elementleri tamamen atomlaştırmalı,

2. Kontrol edilebilir uyarma enerjisine sahip olmalı,

3. Bütün elementleri uyarabilecek enerjiye sahip olmalı,

4. Kimyasal olarak inert olmalı,

5. Sessiz olmalı,

6. Farklı çözelti ve çözücü şartlarına uyumlu olmalı,

7. Birçok element aynı anda tayin edilebilmeli,

8. Tekrarlanabilir atomlaştırma ve uyarma özelliği taşımalı,

9. Elde edilen sonuçların doğruluğu yüksek olmalı,

10. Kullanışlı ve ucuz olmalıdır (Skoog ve ark 1998, Dilber 2012).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan üç plazma türü bulunmaktadır. Bunlardan birincisi ICP, ikincisi doğru akım plazması ve sonuncusu da mikrodalga

plazmasıdır. Bu plazma teknikleri içerisinde en yaygın kullanıma ICP sahiptir (Yılmaz 2006).

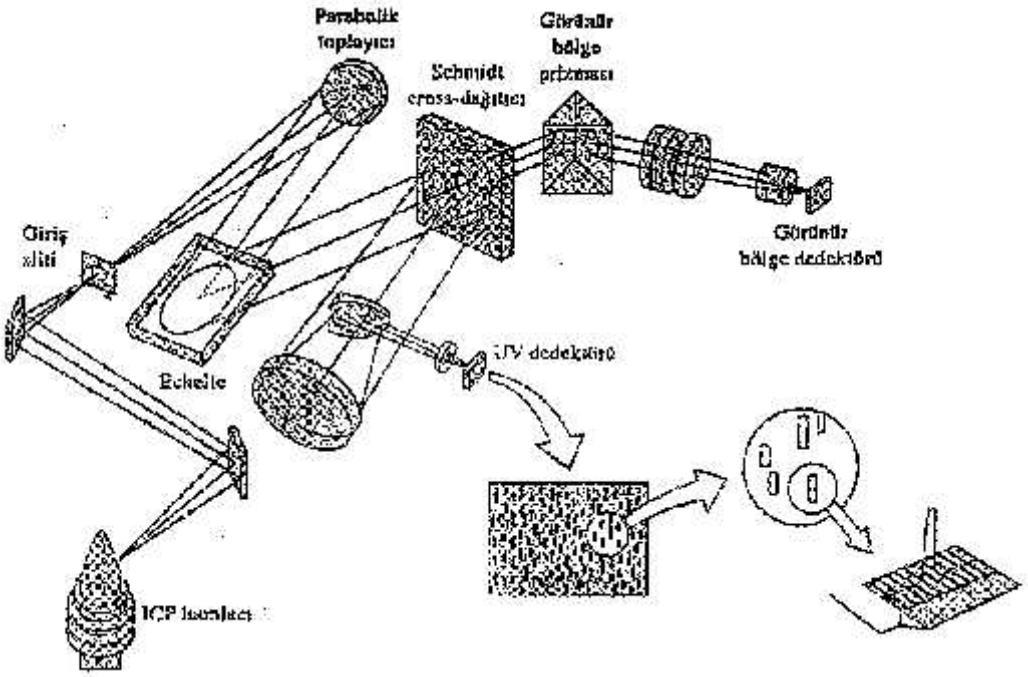
ICP-OES

ICP-OES (indüktif olarak eşleşmiş plazma optik emisyon spektroskopi), birçok elementin aynı anda nicel tayininde kullanılan analitik metotlardan birisidir (Skogg ve ark 1998). Düşük derişim seviyelerinin tayininde basarılı bir analitik yöntemdir. ICP kaynagı, argon gibi inert gazlardan yüksek enerjili ve yüksek frekanslı iyonlaşmış bir plazmayı üretir. Bir numune plazmanın merkezine enjekte edildiginde, 10000 °K sıcaklıktaki plazma, numunedeki elementlerin ayrısma, atomlasma ve uyarılma islemlerinin gerçeklesmesini saglar. Bu olaylar, çalısılan elementlerin kendilerine özgü frekansta ısıgı yayması ile sonuçlanır. Bu ısık siddeti, numune içerisindeki elementlerin derişimi ile dogru orantılıdır ve bir emisyon spektrometresi ile ölçülür. Spektrometre özgün frekansları farklı dalga boylarına ayırabilme ve nicel sonuç alabilmeyi sağlar (Aslantaş 2007).

ICP-AES

AES, elementlerin temel durumunda gaz halindeki atomların, üzerlerine gönderilen ışını emmesi ilkesine dayanır ve ışını emen atomlar temel enerji düzeyinden daha üst enerji düzeyine çıkarlar. Emme miktarı temel haldeki serbest atom sayısına bağlı olarak değişmektedir. AES tekniğinde incelenen elementin oranı, atomlara gönderilen ışın şiddeti ile atomlarla emilen ışık şiddetinin karşılaştırılması ile tespit edilir (Yıldız 2004).

ICP-AES atomların uyarılması için indüksiyonla birleştirilmiş plazmanın kullanıldığı bir AES tekniğidir. ICP-AES tekniğinin yüksek sıcaklıklara ulaşabilmesi, numune elementlerin plazma içerisindeki bekleme süresinin uzun olması, atomlaştırma ve uyarma işlemlerinin inert bir ortamda yapılabilmesi gibi özelliklerinden dolayı diğer atomik emisyon tekniklerine nazaran daha üstün olduğu düşünülmektedir. Genel olarak bir ICP-AES cihazı örneğin cihaza verildiği nabulizatör, plazmanın oluşturduğu torç (şalome) ve dedektör sisteminden oluşmaktadır (Yıldız 2004) (Resim1.2).



Resim 1.2. ICP-AES'nin plazma ve spektrometresinin görünümü (Şahin 2001)

1.9.2. SEM-EDX

Enerji dağılımlı X ışını spektroskopisi (EDS, EDX, EDAX), örneklerin elemental analizi ya da kimyasal özellikleri için kullanılan analitik bir yöntemdir. Bu yöntem örnekle X ışını uyaranı arasındaki etkileşimin incelenmesi esasına dayanır. Bu spektroskopinin temel prensibi her elementin kendine özgü atomik yapısının karakteristik özelliklerinin X ışını sayesinde diğer elementlerden ayrılmasıdır (Goldstein ve ark 2003, Dilber 2012).

Bir örneğin karakteristik X ışını emilimini uyarması için, elektron ve proton gibi yüksek enerji ışınlı partiküller ya da X ışını, çalışılan örneğe odaklanmalıdır. Atom partikülü, ayrı enerji dalgasında ya da çekirdeğe bağlı yörüngede uyarılmamış elektron içermektedir. Elektron ışımayla bir iç yörüngeye geçer ve çıktığı yörüngede elektron eksiği oluşur. Daha dıştaki yüksek enerjili yörüngede bulunan elektron bu eksiği doldurmakta ve yüksek ve düşük enerjili yörüngeler arasındaki enerji farkı X ışını formunda salınmaktadır. Bir örnekten yayılan X ışının miktarı ve enerjisi enerji dağılımlı spektrometreyle ölçülebilir. X ışını enerjisi, iki yörünge arasındaki enerji farkı ve dağıldıkları elementin atomik yapısıyla karakterizedir. Böylelikle örneklerin elemental kompozisyonu ölçülebilmektedir (Goldstein ve ark 2003, Dilber 2012).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, As Dental Diş Laboratuarı, Konya KOSGEB Laboratuvarı ve Selçuk Üniversitesi Ziraat Fakültesi Toprak Bilimi ve Bitki Besleme Bölümü Araştırma Laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri ve ağartma ajanlarının tipi, markası, üretici firmaları ve üretim kod numaraları Çizelge 2.1. ve 2.2.'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller, üretici firmaları, kod numaraları ve içerikleri.

Materyal cinsi	Üretici Firma	Kod No	Doldurucu oranı
IPS e.max press	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	R45597	SiO_2 % 57.0 – 80.0 Li_2O % 11.0 – 19.0 K_2O % 0.0 – 13.0 P_2O_5 % 0.0 – 11.0 ZrO_2 % 0.0 – 8.0 ZnO % 0.0 – 8.0 renklendirici oksitler % 0.0 -18.0
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent AG	N16387	SiO_2 % 57.0 – 80.0 Li_2O % 11.0 – 19.0 K_2O % 0.0 – 13.0 P_2O_5 % 0.0 – 11.0 ZrO_2 % 0.0 – 8.0 ZnO % 0.0 – 8.0 renklendirici oksitler % 0.0-12.0
IPS e.max ZirCAD	Ivoclar Vivadent AG	R52236	ZrO2 % 87.0 – 95.0 Y_2O_3 % 4.0 – 6.0 HfO_2 % 1.0 – 5.0 Al_2O_3 % 0.0 – 1.0
Vita In-Ceram YZ for InLab	Zahnfabrik, Ballyweg 6D–79713 Bad Sackingen, Germany	34520	ZrO_2 Y_2O_3 % 5 HfO_2 < % 3 SiO_2,Al_2O_3 < % 1
Vita VM7	Zahnfabrik, Ballyweg 6D–79713 Bad Sackingen, Germany	40450	Si % 19.6 Al % 4.9 O % 42.2 K % 4.0 Na % 2.4 Ca % 0.7 C % 25.7
Tescera ATL	Bisco, Inc. 1100 W. Irving Park Rd. Schaumburg, IL 60193	1100001341	Organik matriks: EBis GMA, UDMA. İnorganik doldurucular: Cam doldurucu, amorf silika.
Estenia	Kuraray Co., Osaka, Japan	0047CA	Organik matriks: Ebis GMA, UDMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetrakrilat. İnorganik doldurucular: Yüzey işlemi uygulanmış alümina, silanlanmış cam. doldurucu, silanlanmış cam seramik

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan ağartma ajanı ve asedik asit içerikleri.

Materyal	Üretici Firma	Kod No	İçerik (ppm)	pH
%17 Karbamid Peroksit (%6 Hidrojen peroksit)	VOCO Perfect Bleach	1235180, 1306596	Mo:0,072 Ca:18,815 B:0,509 Cr:0,283 Cu:0,616 Fe:2,338 K:2690,502 Mg:1,91 Mn:0,019 Na:3328,979 Ni:0,161 P:321,64 Pb:0,017 S:15,721 Zn:2,459	6.0
% 4 Asedik asit	Merck KGaA	1.00063.2500	Cl ≤0,4 PO_4 ≤0,4 Pb ≤0,5 SO_4 ≤0,4 Ag ≤0,005 Al ≤0,02 As ≤0,01 Au ≤0,01 B ≤0,1 Ba ≤0,01 Be ≤0,005 Bi ≤0,05 Ca ≤0,1 Cd ≤0,02 Co ≤0,01 Cr ≤0,02 Cu ≤0,01 Fe ≤0,05 Ga ≤0,05 Ge ≤0,02 Hg ≤0,005 In ≤ 0,05 K ≤0,1 Mg ≤0,05 Mn ≤0,01 Mo ≤0,01 Na ≤0,2 Ni ≤0,02 Pb ≤0,01 Pt ≤0,1 Sn ≤0,05 Sr ≤0,01 Ti ≤0,05 Tl ≤0,02 V ≤0,01 Zn ≤0,03 Zr ≤0,05	2.4

2.1. Porselen Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan tüm porselen örnekler, standardizasyon sağlanması amacıyla, A2 renkte kor yapılardan ve porselen tozlarından hazırlanmıştır. 5 farklı porselen tipinde, 3 farklı bekletme uygulamak üzere 3 deney grubu oluşturuldu. Her grup için 10 adet olmak üzere toplam 150 adet porselen diskler 10 mm çapında 2mm kalınlığında hazırlandı. e.max CAD, e.max Press, e.max ZirCAD, Vita In-Ceram YZ örnekler kor porseleninden Vita VM7 örnekler dentin porselenlerinden hazırlandılar.

2.1.1. IPS e.max Press Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada örneklerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla, özel olarak hazırlanan bir metal kalıp kullanıldı. Bu kalıp; kalınlığı 2 mm ve çapı 10 mm olan boşluklar içerecek şekilde Ni-Cr paslanmaz çelik levhadan CNC Kontrollü Modüler Lazer Kesme Sistemi (Bysprint 2512, Bystronic, Niederönz, Switzerland) ile hazırlandı (Resim 2.1.).



Resim 2.1. IPS e.max örneklerin hazırlandığı metal kalıp



Resim 2.2. Hazırlanan mum örnekler

Mum örnekleri elde etmek için kullanılan mum (BEGO, Wilhelm – Herbest – Strabe 1 D – 28359 Bremen, Germany), bek alevinde dikkatli bir şekilde eritilip hazırlanan metal kalıp içerisine boşluk kalmayacak şekilde döküldü. Soğuması ve sertleşmesi beklendikten sonra mum örnekler dikkatli bir şekilde kalıptan çıkarıldı (Resim 2.2.).

Mum örnekler üretici firma talimatına göre tij mumu (BEGO Wax Wire for Sprues, Bremen, Germany) ile bağlandı ve tij plastik bir kaide üzerine yerleştirildi. Modelajlarla plastik manşet kaidesi arasındaki mesafenin 10 mm'den az olmamasına özen gösterildi (Resim 2.3.).



Resim 2.3. Tijlenmiş mum örnekler



Resim 2.4. IPS e.max Press çekirdek

Kaidenin etrafı silindir şeklinde özel Empress kağıdı (IPS Empress Universal Paper Ring, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ile çevrelendi. Ardından e.max çekirdeği (IPS e.max Press Ingot Ivoclar Vivadent AG) kullanılarak presleme işlemi yapıldı (Resim 2.4. ve 2.5.).



Resim 2.5. Örneklerin fırınlanması



Resim 2.6. Döküm sonrası örnekler

e.max Press örneklerin fırınlama işlemleri çizelge 2.3.' teki üretici firma talimatlarına uygun olarak gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 2.3. IPS e.max örneklerin fırınlanma sıcaklık ve süre çizelgesi.

IPS e.max Press	Başlan-gıç Isısı	Isı Artışı (dk)	Son Sıcaklık	Kapanış Süresi	Vakumsuz süre	Vakum Başlangıç	Vakum Bitiş	Basınç
Press Değerleri	700ºC	60ºC	920ºC	-	25 dak	500ºC	920ºC	3 bar
İlk Fırınla-ma	403ºC	50ºC	750ºC	4 dak.	1 dak.	450ºC	749ºC	-

Üreticinin talimatlarına göre presleme işlemi tamamlandı ve manşet fırından alınarak soğumaya bırakıldı. Soğuyan manşet, başka bir Al_2O_3 silindirin boyu rehber alınarak işaretlendi, separe ile kesildi ve örnekler manşetten çıkarıldı (Resim 2.6.).

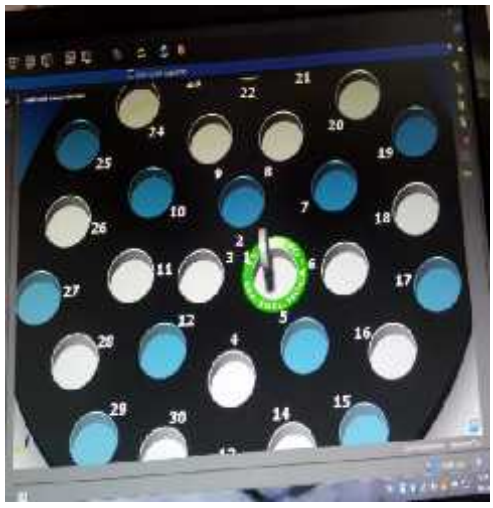
Kalan rövetman 2 bar basınç altında 51-100 µm.'lik cam boncukları ile temizlendi ve elmas separe ile tijler kesildi. Elde edilen örneklerin kalınlıkları digital mikrometre (Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Kanagawa, 213-8533, Japan) ile kontrol edildi.

2.1.2. IPS e.max Cad Örneklerin Hazırlanması

IPS e.max CAD örneklerin hazırlanmasında da, IPS e.max Press seramik örneklerinin hazırlanmasında kullanılan özel metal kalıptan yararlanılmıştır.

Örnekler hazırlanmadan önce metal kalıptan standart ölçülerde bir alçı model elde edildi. Modele titanyum oksit tozu (White Peak Systems GmbH&CO. KG Langeheide, Germany) ince bir tabaka halinde püskürtüldü. Alçı model tarayıcı (Dental Wings Inc. Montreal, Canada) tablasına yerleştirildi ve sabitlendi (Resim 2.7.). Tarayıcı ünite, modelin yerleştirildiği tablanın yatay düzlemde dönme hareketi yapması sonucu farklı açılardan görüntülerini elde etti. Bu görüntüler bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak kaydedildi. Elde edilen bu dijital ölçü üzerinde yapılacak olan disklerin sınırları bilgisayar yardımı ile belirlendi ve hata görülen yerler düzeltildi. Bu sınırlar çerçevesinde yapılacak olan restorasyonun dijital ortamda tasarımı oluşturuldu (Resim 2.8.).





Resim 2.7. Alçı modelin taranma işlemi **Resim 2.8.** Örneğin dijital tasarımı

Gerekli bilgiler bu freze cihazına dijital olarak aktarıldıktan sonra, freze cihazında gerekli kalibrasyonlar yapıldı, blok frezeleme ünitesine (Yenamak D50, Yenadent Ltd. İstanbul, Turkey) yerleştirildi ve aşındırma işlemine geçildi. e.max CAD örnekler işlendikten sonra yüzey düzeltmesi uygun aşındırma frezleri ile düşük basınç altında laboratuvar mikromotoru ile araştırıcı tarafından elle yapıldı.

Kristalizasyon işlemleri için kristalizasyon tablasının üzerine yerleştirilen örnekler üretici firmanın talimatlarına göre 840º C' de yaklaşık 25 dk pişirildi

(P300), (Çizelge 2.4.). Böylece lityum disilikat kristallerinden oluşan mikro altyapı daha düzenli hale geldi. Ayrıca dayanıklılık gibi fiziksel özelliklerin ve optik özelliklerin istenilen seviyeye gelmesi sağlandı.

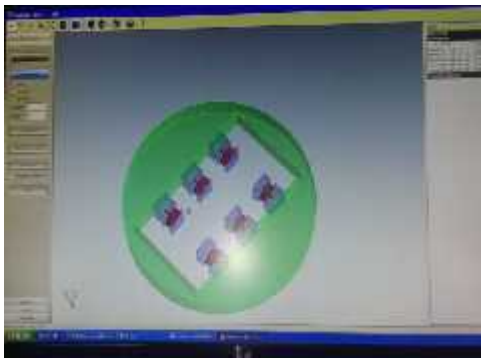
Çizelge 2.4. IPS e.max CAD örneklerin fırınlanma sıcaklık ve süre çizelgesi.

Fırının bekleme ısısı (°C)	Fırının kapanma süresi	Başlangıç pişirme ısısı	Bekleme süresi	Bitiş pişirme ısısı	Bekletme süresi
403	6 dk	820	10 dk	840	7 dk

2.1.3. IPS e.max ZirCAD Örneklerin Hazırlanması

IPS e.max ZirCAD örneklerin hazırlanması için sinterizasyon işleminde meydana gelecek % 20' lik boyutsal büzülme hesaplanarak 12 mm çapında ve 2,04 mm yüksekliğinde olan ikinci bir metal kalıp hazırlandı (Resim 2.9.). Kalıptan bir alçı model elde edildi ve frezeleme işleminden önce modelin yüzeyi üretici firmanın tavsiye ettiği sprey (IPS Contrast Spray Labside) ile ince bir tabaka ile örtüldü. Daha sonra bloklar tarandı (Resim 2.10.). Örnekler sinterleme öncesi boyutlarına uygun olarak üretildi. Örneklerin yüzeyindeki fazlalıklar tungsten karbid frezlerle uzaklaştırıldı. Daha sonra da yüzeydeki artık tozlar basınçlı hava ve akan su ile temizlendi ve 2 saat boyunca infrared ışık (BR 125 IR 250W E27 red) altında kurumaya bırakıldı.

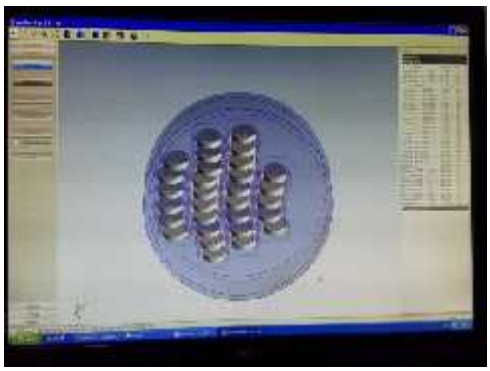
Sinterlemeye hazır hale gelen örnekler içine ZrO_2 boncukları yerleştirilmiş sinterleme fırınında (Sintramat, Ivoclar Viavadent) 1500º C'de 8 saat boyunca sinterlendi. Örneklerin ısısı oda sıcaklığına geldiğinde fırından çıkarıldı ve herhangi bir aşındırma işlemi yapılmadan akan su altında yıkandı. Örneklerin boyutları dijital kumpas ile kontrol edildi.

Resim 2.9. Hazırlanan 2. metal kalıp **Resim 2.10.** Örneklerin dijital tasarımı

2.1.4. In-Ceram YZ Örneklerin Hazırlanması

In-Ceram YZ örneklerinin hazırlanmasında VITA In-Ceram® YZ inLab blokları kullanıldı. Örneklerin istenilen boyutları PicoSoft yazılım programına (PicoSoft Engineering) üretici firmanın belirttiği 20/100' lük büzülme payı hesaplanarak girildi (Resim 2.11.). Daha sonra frezeleme makinasında (Yenamak D50, Yenadent Ltd.) örnekler oluşturuldu (Resim 2.12.). Örneklerin yüzeyindeki fazlalıklar ince bir elmas frez yardımıyla düşük hız ve minimum basınç altında uzaklaştırıldı. Daha sonra örnekler Vita Vacumat 6000 MP fırınında üretici firmanın tavsiye ettiği sıcaklıkta (1000 °C) 7,5 saat sinterlendi. Tüm örneklerin boyutları dijital kumpas ile kontrol edildi.




Resim 2.11. Örneklerin dijital tasarımı **Resim 2.12.** Kazıma işlemi

2.1.5. VITA VM7 Örneklerin Hazırlanması

Vita VM7 seramik örneklerin hazırlanmasında da, IPS e.max Press seramik örneklerinin hazırlanmasında kullanılan ilk metal kalıp kullanılmıştır.

Örnekler hazırlanmadan önce metal kalıptan standart ölçülerde bir model elde edildi. Bu modelin elde edilmesi için silikon ölçü materyali (Virtual

vynilpolisiloksan, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ile metal kalıbın ölçüsü alındı (Resim 2.13.). Elde edilen silikon kalıba refraktör day materyali olan rövetman (Vitadur Vest Rövetman Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany) döküldü (Resim 2.14.).



Resim 2.13. Silikon kalıp



Resim 2.14. Rövetmanın dökülmesi

Bundan sonra, üretici firma direktifleri doğrultusunda Vita VM7 toz (Vita VM7 Powder, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG) ve likiti cam kap üzerinde homojen bir yapı oluşuncaya kadar karıştırıldı. Sonra hamur yığma işlemine geçildi. Yığma işlemi ara verilmeden seri olarak yapıldı.

Bu aşamadan sonra porselen hamuru rövetman kalıplar içerisine kondanse edilerek vakum altında Vita porselen fırınında fırınlandı. Fırınlama prosedürleri çizelge 2.5.'teki bilgilere uygun olarak gerçekleştirildi.

Çizelge 2.5. Vita VM7 örneklerin fırınlanma sıcaklık ve süre çizelgesi.

Başlangıç derecesi	Fırının kapanma süresi	Pişirme süresi (dk)	Dakikada artan ısı (˚C/min.)	Son ısı (˚C)	Soğuma süresi	Vakumlanma süresi (dk)
500	6.00	7.27	55	910	1.00	7.27

Pişirme işlemi bittikten sonra örnekler fırında sıcaklık 400 °C' ye inene kadar bekletildi ve fırın açıldı. Açılan fırında da oda sıcaklığına gelinceye kadar bekletildi. Bu işlem sonrasında porselenlerde eksikler varsa gerekli ilaveler yapılıp, tekrar fırınlandılar.

Daha sonra refraktör day materyali frez ile kabaca uzaklaştırıldı. Kalan artıklar 2-3 bar basınç altında 50 µm.'lik Al_2O_3 kumlaması ile uzaklaştırıldı.

Kumlama işleminin ardından örnek üzerindeki son düzenlemeler düşük devirde (15000 rpm) aynı grenli elmas frezler kullanılarak ve aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Örneklerin kalınlıkları dijital mikrometre ile kontrol edildi.

2.1.6. Porselen Örneklerin Polisajı

Hazırlanan tüm porselen örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda; mikromotor (NSK, Nissei Bldg., 1-6-3 Ohsaki, Shinagawa-Ku, Tokyo, 141-8560, Japan) yardımıyla, 15000 rpm sabit hızda 10 sn süreyle sırasıyla, açık mavi ve koyu mavi polisaj lastikleri (Optrafine, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ile polisajlanmış, ardından yine 10 sn 15000 rpm sabit hızda profilaksi fırçası ile polisaj patı uygulanmıştır (Resim 2.15.)



Resim 2.15. Polisaj kiti



Resim 2.16. Tamamlanmış porselen örnek grubu

Polisajlanan seramik örnekler 15 dakika ultrasonic temizleyici'de distile su içinde tutularak üzerindeki artıklardan temizlendi ve deney prosedürü için hazır hale getirildiler (Resim 2.16.).

2.2. Seromer Örneklerin Hazırlanması

2.2.1. Estenia ve Tescera Örneklerin Hazırlanması

Estenia ve Tescera örneklerde porselen örnekler gibi her bir bekletme sıvısı için 10 olmak üzere 30 adet hazırlandı. Estenia ve Tescera hibrit seramik örneklerin standart hazırlanabilmesi için 10 mm çapında ve 2 mm derinliğinde hazırlanan politetrafloroetilen kalıptan yararlanıldı. Porselen örnekler gibi Estenia ve Tescera örnekler de A2 dentin renginde hazırlandı. Özel olarak torna cihazında hazırlatılan bu kalıp, örneklerin polimerizasyonundan sonra kolay ayrılması için iki parça

şeklindedir ve bu parçaları birleştiren metal bir halka içermektedir (Resim 2.17. ve 2.18.).

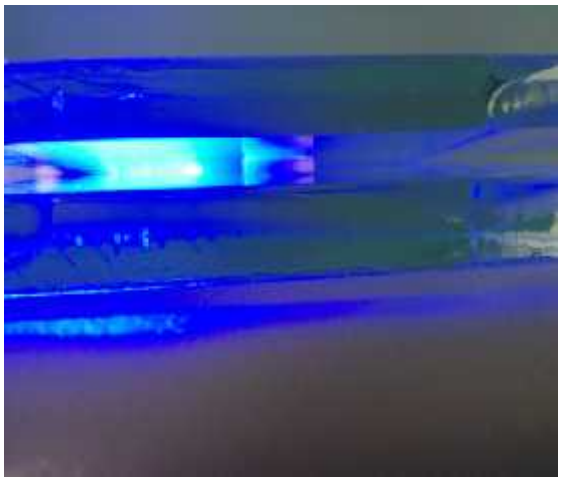


Resim 2.17. İki parça halindeki teflon kalıp



Resim 2.18. Teflonları birleştiren metal halka

Örnekler hazırlanırken, bir cam plaka, onun üzerine cama yapışmasını önlemek amacıyla şeffaf band konuldu. Politetrafloroetilen kalıp içerisine Estenia dentin kompoziti konularak kondanse edildi, üzerine tekrar bir şeffaf band ve cam plaka yerleştirildi. Örneklerin yüzeyinin düzgün olması amacıyla bu düzeneğe cam, kalıba değene kadar üstten parmak basıncı uygulandı ve taşan kompozitler uzaklaştırıldı. Cam plakalar kaldırıldıktan sonra 180 saniye, ışık tabancasının (Bluephase Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) ucu örneklere değecek şekilde konumlandırılarak ön polimerizasyon sağlandı (Resim 2.19.).



Resim 2.19. Ön polimerizasyon



Resim 2.20. Işık tabancası ve radyometre

Örneklerin tamamının polimerizasyonunda aynı ışık cihazı kullanıldı ve her gruptan sonra ışık cihazının gücü bir radyotometre (Kerr LED Radiometer Demetron,

Orange, CA,USA*)* ile kontrol edildi ve cihazın gücünün 800 mW/cm² olmasına dikkat edildi (Resim 2.20.).

Polimerizasyon işleminden sonra metal halka çıkartılıp teflon kalıplar açılmak suretiyle örnekler elde edilmiş oldu. Bu aşamadan sonra örnekler önce 180 sn ışığa maruz bırakıldı. Daha sonra özel fırınında (Estenia CS-110, Kuraray Co., Osaka, Japan) 114°C sıcaklıkta ve 15 dk süre ile son polimerizasyon işlemine tabii tutuldu (Resim 2.21.).



Resim 2.21. Estenia özel fırını



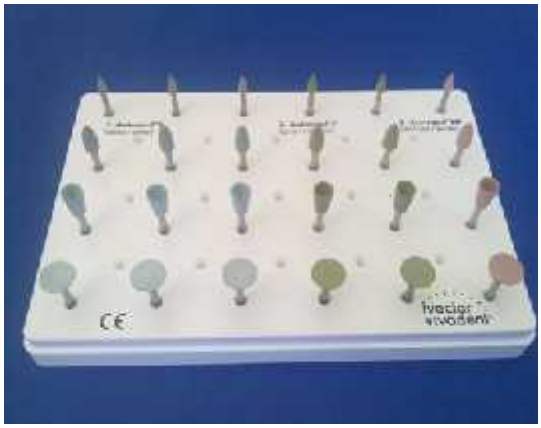
Resim 2.22. Tescera ışık kabı

Tescera örnekler için de Estenia örneklerin hazırlanmasında kullanılan politetrafloroetilen kalıptan faydalanılmıştır. Örnekler kalıpla birlikte özel ışık kabı içerisindeki ışık yansıtan boncuklar arasında iki dakika ışık ve basınç döngüsüne tabi tutuldu (Resim 2.22.). Daha sonra örnekler, yarısı su ile doldurulmuş ısı kabı içerisine oksijen temizleyici kapsül ile birlikte konularak 10-15 dakika ısı, ışık ve basınç uygulayan fırın bölmesinde final polimerizasyon işlemine tabi tutuldu.

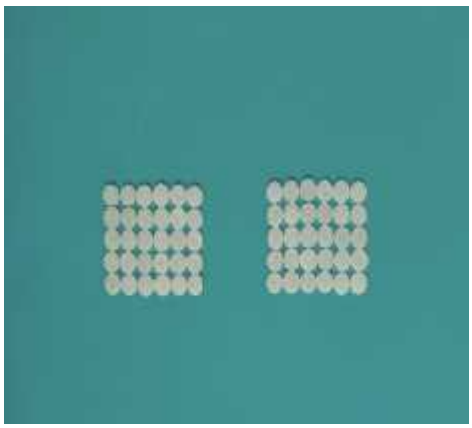
2.2.2. Seromer Örneklerin Polisajı

Polimerizasyon işlemleri tamamlandıktan sonra, fırından çıkartılan örneklerin bir yüzü ıslak ortamda, kalın grenliden ince grenliye doğru (gri, yeşil, pembe) kompozit polisaj seti (Astrapol Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak yüzey pürüzlülüğü ve iyon salınımı ölçümleri yapılmadan önce 10.000 rpm devrinde mikromotor ve angruldurva kullanılarak polisajları tamamlandı **(**Resim 2.23.). Örneklerin kalınlıkları diğer grup örneklerinde olduğu gibi aynı dijital mikrometre yardımıyla kontrol edildi. Polisaj işlemleri aynı araştırıcı tarafından her lastik grubunda 10‘ar sn olacak şekilde yapıldı. Daha sonra örnekler 15 dakika

ultrasonik temizleyicide distile su ile temizlendi ve deney prosedürüne hazır hale geldi (Resim 2.24.).



Resim 2.23. Seromer örneklerin polisaj seti



Resim 2.24. Tamamlanmış seromer örnek grupları

2.3. Bekletme Sıvılarının Uygulanması

Çalışmamızda, her bir restoratif dental materyal grubundan hazırlanan 30 adet örnek farklı bekletme sıvıları için 3 deney grubuna ayrıldı. Her örneğin arkasına suya dayanıklı asetat kalemi ile numarası yazıldı. Her örnek ağzı kapaklı olan cam şişelere konuldu.

Birinci grup için distile su, ikinci grup için %4' lük asedik asit, üçüncü grup için %17 karbamid peroksit içeren ağartma ajanı kullanıldı.

Kontrol grubu olarak seçilen distile su, örneklerin olduğu kaplara 2 ml konuldu ve daha sonra sıcaklığın sabit tutulabilmesi için etüve yerleştirildi. Örnekler sıcaklık 37º C' ye çıktıktan sonra etüvde 16 saat bekletildi.

İkinci grup örnekler ise ISO 6872 standartlarına göre 2 ml %4' lük asedik asit konuldu ve sıcaklığın sabit kalması için etüve yerleştirildi. Bu grup örnekler ISO 6872' ye uygun olarak sıcaklık 80º C'ye çıktıktan sonra etüvde 16 saat bekletildi.

Üçüncü grup örnekler ağartma ajanı, örneklerin polisajlı yüzeylerine gelmesine dikkat edilerek cam kapların içine yerleştirildi. Daha sonra üretici firma talimatları doğrultusunda örnekler 14 gün boyunca günde 2 saat ağartma ajanı içinde bekletildi. Her günün sonunda örnekler diş fırçası ile akar su altında 1 dk

fırçalanarak, bir sonraki ağartma ajanı uygulamasına kadar oda sıcaklığında bekletildi (Resim 2.25.).



Resim 2.25. Örneklerin ağartma ajanı içinde bekletilmesi

2.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Tüm deney grubu örneklerin solüsyanlar ile muamelesinden önce ve sonra olmak üzere yüzey pürüzlülükleri ölçüldü. Yüzey pürüzlülüğünün ölçümü Konya KOSGEB Müdürlüğü Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı (Surftest Analyzer 402, Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Kanagawa, 213-8533 Japan) ile yapıldı (Resim 2.26.). Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için $n\lambda_c$: ×5; λ_c/L: 0.8; range: 20×5 parametreleri seçildi.



Resim 2.26. Örneklerin pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi

Yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesinde, her bir ölçüm seansı öncesi alet kalibre edildi. Aletin gezici ucunun hep aynı yönde gidip gelmesi sonucunda izlediği yolu düzleştirebilmesi olasılığı değerlendirilerek, ölçümler sırasında deney örnekleri saat yönünde çevirerek, her bir örneğin polisajlı yüzeylerinden merkezlerinde olacak şekilde üçer ölçüm elde edildi. Ölçümler hep aynı kişi tarafından yapıldı ve kaydedilen değerlerin ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeri elde edildi.

2.5. Örneklerin Element Analizi İçin ICP-AES İle İncelenmesi

Her restorasyon materyalinden 30 adet olacak şekilde toplam 210 adet örnekten ölçüm yapıldı. Ölçümler için S.Ü. Ziraat Fakültesi Toprak Bilimi ve Bitki Besleme bölümü araştırma laboratuarındaki ICP-AES (Vista AX Varian CCD Simultaneous, Varian INC, Palo Alto, CA) cihazı kullanıldı (Resim 2.27.).



Resim 2.27. Örneklerin ICP-AES cihazında okunması

Sıvılardaki bekletme işlemi tamamlandıktan sonra örnekler sıvıların içinden çıkartıldı ve her sıvıdan 0,0001 gram hassasiyette ölçüm yapan hassas tartı (Precisa XB 220 A, Precisa Gravimetrics AG, Dietikon, Switzerland) kullanılarak yaklaşık 1 gr ağırlığında numuneler alındı. Numuneler laynerlerin (ISOLAB Centrifuge tubes, Germany) içine yan duvarlara temas etmemesine dikkat edilerek aktarıldı. Numunelerin üstüne 3 ml saf su ve 5 ml %65 'lik nitrik asit (HNO_3) eklendi. Numunenin içerisine oda kosullarında HNO_3 + H_2O_2 karısımı iyice nüfuz etmesi için yaklasık yarım saat oda kosullarında bekletildi. Daha sonra laynerler döner platforma (Mars XPress, CEM, Matthews, NC, USA) yerleştirildi ve 45 dk mikrodalga fırınında (Mars X Press) yakıldı (Resim 2.28.).



Resim 2.28. Örneklerin mikrodalga fırında yakılması



Resim 2.29. Numunelerin falkon tüplere süzülmesi

Numuneler oda sıcaklığına geldikten sonra kapakları açıldı ve falkon tüplere (ISOLAB Centrifuge tubes, Germany) boşaltıldı. Daha sonra üzerilerine 25 ml' ye tamamlanacak şekilde saf su ilave edildi ve sonrasında başka temiz falkon tüplerin içine filtre kağıdı (Filter discs, Sartorius Stedim Biotech) kullanılarak süzüldü (Resim 2.29.). Süzme işlemi tamamlandıktan sonra okuma işlemine geçildi. Sıvılara geçen iyon miktarları mg/ L seviyesinde ICP- AES cihazıyla belirlenmiştir. Okuma işlemi üç kez yapıldıktan sonra ortalama değerleri alındı.

2.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin istatistiksel değerlendirmeleri SPSS istatistik paket programından (SPSS/PC Version 17.0; SPSS Inc, Chicago, IL, USA) yararlanılarak yapıldı. Çalışmada restoratif materyallere farklı bekletme sıvıları uygulanmasının yüzey pürüzlülüğüne etkisini araştırmak için bekleme öncesi ve bekleme sonrası yüzey pürüzlülük değerleri farkı alınarak Kolmogorov-Smirnov Normalite Testi uygulandı. Bütün denemeler için $P>0,05$ olduğundan bütün farklar normallik varsayımını sağladı. Bu nedenle parametrik testlerden 2 yönlü varyans analizi kullanıldı. Veri sayımız 30'dan büyük olduğundan t hesap değerleri kullanıldı.

7 farklı materyal türü, 3 farklı bekletme sıvısı ve 20 farklı element türü için salınma miktarları değerleri arasında fark olup olmadığını araştırmak için tanımlayıcı istatistik yapıldı. Gruplar normal dağılım gösterdiği için parametrik test olan ANOVA testi uygulandı. Farkın belirlendiği durumlarda Tukey ikili karşılaştırma testi ile farka neden olan değişkenler belirlenmiştir.

3. BULGULAR

3.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları

7 restoratif materyal türünün her biri için bekletme sıvılarında bekleme öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerleri arasında fark olup olmadığı incelenmiştir. Parametrik testler için aranan varsayımlardan olan normal dağılım varsayımı test edilmiştir. Bekleme öncesi ve bekleme sonrası yüzey pürüzlülük değerleri farkı alınarak Kolmogorov-Smirnov Normallik Testi uygulanmıştır. Elde edilen p değerleri tablolarda son sütunlarda verilmiştir. Bütün denemeler için p>0,05 olduğundan bütün farklar normallik varsayımını sağlamıştır. Bu nedenle parametrik testlerden 2 yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılmıştır. Veri sayımız 30'dan küçük olduğundan t hesap değerleri kullanılmıştır.

Restoratif materyallere ait her grupdaki 10 örneğin bekletme sıvıları uygulamasından önce ve sonraki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri, p değeri sonuçları çizelge 3.1., 3.2. ve 3.3. te verilmiştir.

Çizelge 3.1. Karbamid peroksit uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (μm)

Restoratif materyal	Karbamid peroksit			
	X_1	X_2	t değeri	P
Vita VM7	0,18	0,20	-7,154	0,703
Tescera	0.23	0.27	-4,939	0,652
Estenia	0,16	0,18	-3,014	0,715
InCeram YZ	0,20	0,21	-2,715	0,712
ZirCAD	0,20	0,25	-5,646	0,608
e.max CAD	0,24	0,27	-3,412	0,667
e.max Press	0,22	0,32	-3,094	0,075

X_1=Örneklerin ağartma ajanı içinde beklemeden önceki ortalama pürüzlülük değeri.
X_2= Örneklerin ağartma ajanı içinde beklemeden sonraki ortalama pürüzlülük değeri.

Karbamid peroksit içeren ağartma ajanı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü bütün gruplarda değiştirmiştir ancak bu değişiklik istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0,05). Ortalamalardan görüldüğü gibi bekletme sonrasında elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri, bekletme öncesinde elde edilen değerlerden büyüktür. Buradan karbamid peroksitin yüzey pürüzlülük değerini arttırdığını söyleyebiliriz.

Çizelge 3.2. Distile su uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (µm)

Restoratif materyal	Distile Su			
	X_1	X_2	t değeri	P
Vita VM7	0,18	0,19	-4,572	0,998
Tescera	0,24	0,27	-3,205	0,679
Estenia	0,26	0,28	-3,480	0,909
InCeram YZ	0,18	0,18	-3,805	0,17
ZirCAD	0,18	0,19	-3,793	0,989
e.max CAD	0,2	0,21	-4,499	0,860
e.max Press	0,17	0,19	-3,567	0,918

Restoratif materyallerin distile suda bekletme sonrası p değerlerine bakıldığında hiçbir grupta bekletme öncesi ve bekletme sonrasında istatistiksel olarak fark olmadığı görülmektedir ($p>0,05$). Ortalamalardan görüldüğü gibi bekletme sonrası elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri, bekletme öncesinde elde edilen değerlerden büyüktür. Buradan sıvıda beklemenin yüzey pürüzlülük değerini bir miktar arttırdığını söyleyebiliriz.

Çizelge 3.3. Asedik asit uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (µm)

Restoratif materyal	Asedik Asit			
	X_1	X_2	t değeri	P
Vita VM7	0,29	0,41	-3,484	0,034
Tescera	0,18	0,57	-4,037	0,002
Estenia	0,25	0,59	-4,965	0,008
InCeram YZ	0,64	0,73	-3,485	0,293
ZirCAD	0,54	0,60	-3,075	0,315
e.max CAD	0.24	0.40	-3.998	0.026
e.max Press	0,21	0,49	-3,484	0,019

Restoratif materyallerin asedik asitte bekletme sonrası p değerlerine bakıldığında sadece ZirCAD ve InCeram YZ grubunda bekletme öncesi ve bekletme sonrasında istatistiksel olarak fark olmadığı görülmektedir ($p>0,05$). Diğer grupların

asedik asitte bekletme öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05). Ortalamalardan görüldüğü gibi bekletme sonrası elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri, bekletme öncesinde elde edilen değerlerden büyüktür. Buradan beklemenin yüzey pürüzlülük değerini arttırdığını ve bu artışın da ZirCAD ve InCeram Zirconia grubu dışında istatistiksel olarak anlamlı ölçüde olduğunu söyleyebiliriz.

Bekletme sıvılarına göre yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki değişimi değerlendirmek için; beklemeden sonraki pürüzlülük değerlerinden beklemeden önceki pürüzlülük değerleri çıkartılarak farkları alınmıştır. Yeni elde edilen fark değerleri için normallik özelliği Kolmogorov-Smirnov Normallik Testi ile test edilmiştir ve normal dağılmadığı ortaya çıkmıştır (p:0,000<0,05). Bu nedenle non-parametrik testlerden Kruskall-Wallis Testi kullanılmıştır (Çizelge 3.4. ve 3.5.).

Çizelge 3.4. Bekletme sıvılarının Kruskall-Wallis test sonuçları

	Pürüzlülük
Ki-kare	14,610
SD	2
P	0,011

SD: Serbestlik Derecesi.

Çizelge 3.5. Bekletme sıvılarının medyan değerleri.

Bekletme sıvısı	**N**	**Medyan**
Asedik asit	70	144,59[a]
Distile su	70	106,32[b]
Karbamid peroksit	70	110,59[b]
Total	210	

P<0,05 olduğundan bekletme sıvılarına göre bekleme öncesi ve sonrası elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri medyanları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark vardır. Medyan değerlerine baktığımızda değişimin en az olduğu bekletme sıvısı distile su ve karbamid peroksit iken en fazla olduğu asedik asittir.

Restoratif materyal tipine göre yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki değişimi değerlendirmek için; beklemeden sonraki pürüzlülük değerlerinden beklemeden önceki pürüzlülük değerleri çıkartılarak farkları alınmıştır. Elde edilen

fark değerlerinin dağılımının homojen olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov Normallik Testi ile test edilmiştir. Dağılımın normal olduğu ortaya çıkmıştır. Bu nedenle parametrik testlerden tek yönlü ANOVA testi kullanılmıştır. (Çizelge 3.6.). Daha sonra gruplar arası farklılıklar Tukey HSD testi ile değerlendirilmiştir (Çizelge 3.7.).

Çizelge 3.6. Restoratif materyallere ait tek yönlü ANOVA test sonuçları

	KT	**df**	**KO**	**F**	**P**
Gruplar arası	3,312	6	0,552	9,177	0,000
Grup içi	88,007	1463	0,060		
Toplam	91,320	1469			

Çizelge 3.7. Restoratif materyallere ait Tukey HSD testi sonuçları

Restoratif materyal	**1**	**2**	**3**	**4**
InCeram YZ	0,003[a]			
Vita VM7	0,046[a,b]	0,046[a,b]		
ZirCAD	0,052[a,b]	0,052[a,b]		
e.max CAD	0,073[a,b,c]	0,073 [a,b,c]	0,073 [a,b,c]	
e.max Press		0,111[b,c,d]	0,111[b,c,d]	0,111[b,c,d]
Estenia			0,125[c,d]	0,125[c,d]
Tescera				0,150[d]
P	0,054	0,098	0,319	0,664

N=210

**Herbir kolondaki aynı harfi taşıyan değerler arasında istatistiksel olarak fark yokken, farklı harfler arasında istatistiksel fark vardır.*

Tek yönlü ANOVA testi sonucuna baktığımızda gruplar arasında anlamlı farklılıklar olduğu görülmektedir. Tukey HSD testi sonuçlarına göre en yüksek yüzey pürüzlülük değişimini Tescera, en az yüzey pürüzlülük değişimini ise In- Ceram YZ restoratif materyali göstermiştir. En az yüzey pürüzlülüğü değişimi gösteren InCeram YZ materyali ile Vita VM7, ZirCAD ve e.max CAD grupları istatistiksel olarak aynı grupta yer almışlardır. En fazla yüzey pürüzlülüğü değişimi görülen Tescera

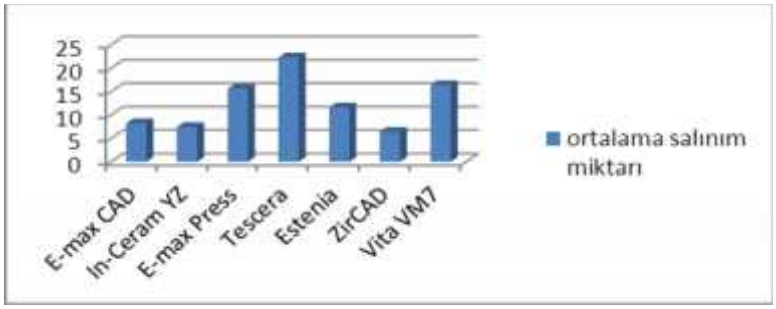
restoratif materyali ile e.max Press ve Estenia materyalleri istatistiksel olarak aynı grupta yer almışlardır.

3.2. ICP-AES Analizi Bulguları

Salınma miktarlarını incelemek için 7 farklı restoratif materyal türü, 3 farklı bekletme sıvısı ve 20 farklı element türü belirlenmiştir. Aşağıdaki çizelgelerde restoratif materyal türü, bekletme sıvıları ve element faktörlerinin her bir düzeyi için salınma miktarlarına ait betimsel özellikler verilmiştir (Çizelge 3.8.).

Çizelge 3.8. Restoratif materyallerden salınan iyonların ort. ve std. sapma değerleri (ppm)

Porselen	N	Ort.	S.S.	S.H.	Min.	Maks.
e.max CAD	600	8,25	22,34	0,91	0,00	193,54
In-Ceram YZ	600	7,43	17,21	0,7	0,00	97,84
e.max Press	600	15,6	53,26	2,17	0,00	347,05
Tescera	600	22,25	74,35	3,03	0,00	503,47
Estenia	600	11,58	39,8	1,62	0,00	268,72
ZirCAD	600	6,37	15,53	0,63	0,00	79,95
Vita VM7	600	16,36	64,59	2,63	0,00	478,87
Toplam	4200	12,55	46,81	0,72	0,00	503,47



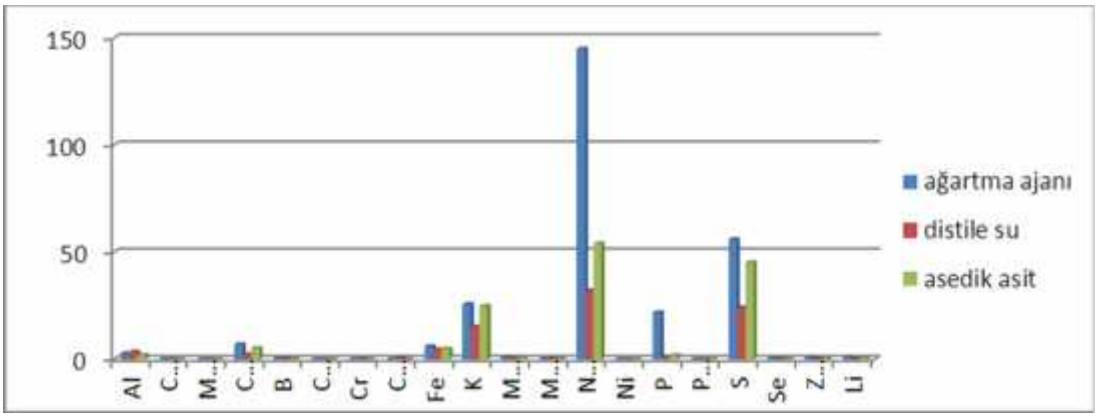
Şekil 3.1. Restoratif materyallerin ortalama iyon salınımı.

7 farklı restoratif materyal türü için elde edilen betimsel istatistiklere ait tabloya göre; en yüksek ortalama salınma miktarına sahip olan materyal Tescera

(22,256 ppm)'dır. En düşük ortalama salınma miktarına sahip olan materyal ZirCAD (6,37 ppm)'dir.

Çizelge 3.9. e.max CAD'in 3 solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm).

	Ağartma ajanı		Distile su		Asedik asit	
	ort.	S.S	ort.	S.S	ort.	S.S
Al	2,838	0,606	3,646	6,235	2,011	0,342
Co	0,007	0,006	0,010	0,005	0,009	0,007
Mo	0,000	0,000	0,020	0,017	0,019	0,014
Ca	7,110	0,578	2,436	0,401	5,212	0,345
B	0,053	0,067	0,304	0,027	0,416	0,049
Cd	0,007	0,004	0,010	0,003	0,008	0,006
Cr	0,000	0,000	0,051	0,013	0,005	0,002
Cu	0,006	0,002	0,526	0,154	0,003	0,003
Fe	6,114	0,308	4,634	0,331	4,934	0,188
K	25,801	0,315	15,157	0,241	24,874	0,321
Mg	1,025	0,147	0,792	0,099	0,924	0,047
Mn	0,193	0,004	0,186	0,007	0,180	0,016
Na	144,931	33,186	32,172	1,875	54,169	2,278
Ni	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
P	21,877	1,816	1,376	0,197	1,895	0,278
Pb	0,012	0,021	0,006	0,013	0,022	0,025
S	56,062	1,231	24,220	0,729	45,232	0,842
Se	0,338	0,271	0,165	0,046	0,209	0,087
Zn	0,745	0,133	0,202	0,032	0,387	0,125
Li	0,949	0,083	0,220	0,057	0,762	0,068

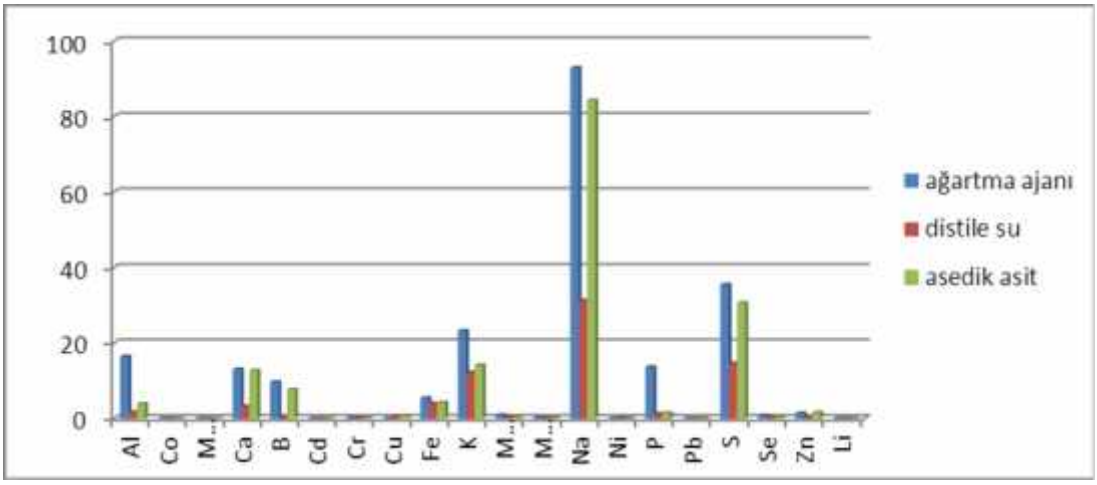


Şekil 3.2. e.max CAD'in bekletme sıvılarındaki iyon salınımı.

E.max CAD'in farklı sıvılardaki iyon salınımı incelendiğinde en fazla salınımın ağartma ajanında Na, S, K ve P ve iyonlarında olduğu gözlenmektedir (Çizelge 3.9., Şekil 3.2.).

Çizelge 3.10. In-Ceram YZ'nin 3 solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm).

	Ağartma ajanı		Distile su		Asedik asit	
	ort.	S.S	ort.	S.S	ort.	S.S
Al	16,459	0,809	1,701	0,274	3,919	0,373
Co	0,005	0,005	0,01	0,006	0,006	0,007
Mo	0	0	0,007	0,005	0,009	0,01
Ca	13,044	0,588	3,221	0,58	12,76	1,718
B	9,667	0,751	0,219	0,015	7,596	0,379
Cd	0,008	0,005	0,005	0,003	0,007	0,004
Cr	0,139	0,026	0,052	0,01	0,109	0,025
Cu	0,003	0,006	0,556	0,025	0,79	0,109
Fe	5,449	0,363	3,941	0,165	4,203	0,211
K	23,273	0,924	12,219	0,35	14,141	0,379
Mg	0,903	0,087	0,406	0,04	0,417	0,288
Mn	0,222	0,247	0,134	0,005	0,134	0,013
Na	92,893	3,098	31,207	1,738	84,278	1,853
Ni	0,015	0,004	0,056	0,025	0,07	0,014
P	13,668	0,419	1,243	0,077	1,43	0,102
Pb	0,023	0,057	0,01	0,019	0,061	0,03
S	35,466	1,05	14,55	0,863	30,636	0,6
Se	0,86	0,046	0,318	0,112	0,405	0,083
Zn	1,422	0,291	0,297	0,037	1,562	0,41
Li	0	0	0	0	0	0

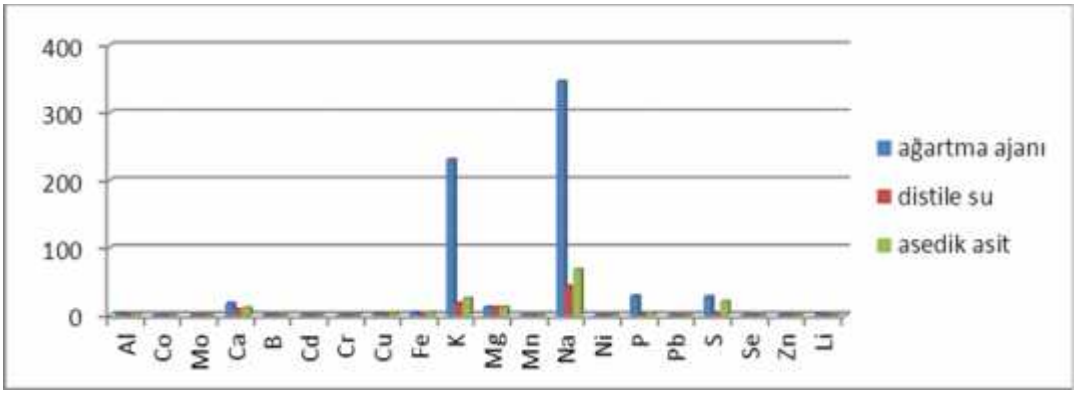


Şekil 3.3. In-Ceram YZ'nin bekletme sıvılarındaki iyon salınımı.

Vita InCeram YZ'nin farklı sıvılardaki iyon salınımı incelendiğinde en fazla salınımın ağartma ajanında Na, S, K, Al, P ve Ca iyonlarında olduğu gözlenmektedir (Çizelge 3.10., Şekil 3.3.).

Çizelge 3.11. e.max Press'in 3 solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm).

	Ağartma ajanı		Distile su		Asedik asit	
	ort.	**Std.S**	**ort.**	**Std.S**	**ort.**	**Std.S**
Al	3,496	0,044	1,843	0,032	2,716	0,018
Co	0,005	0,003	0,008	0,005	0,006	0,005
Mo	0,128	0,008	0,26	0,336	0,03	0,034
Ca	18,277	0,26	9,193	0,052	11,467	0,287
B	0,619	0,036	0,259	0,033	0,409	0,05
Cd	0,009	0,006	0,009	0,003	0,008	0,004
Cr	0,127	0,028	0,041	0,008	0,063	0,006
Cu	3,008	0,061	1,706	0,131	3,075	0,116
Fe	4,97	0,059	1,678	0,073	5,024	0,11
K	231,161	0,43	18,3	0,333	25,52	0,472
Mg	12,388	0,316	12,279	0,424	12,487	0,359
Mn	0,357	0,027	0,366	0,009	0,353	0,017
Na	346,913	0,154	43,561	0,22	68,167	0,298
Ni	0,445	0,028	0,001	0,001	0,25	0,027
P	29,107	0,301	1,934	0,078	4,253	0,163
Pb	0,024	0,026	0,001	0,002	0,005	0,011
S	28,216	0,209	3,707	0,076	21,334	0,325
Se	0,416	0,015	0,24	0,032	0,34	0,02
Zn	0,992	0,042	0,731	0,049	0,804	0,008
Li	2,552	0,033	0,202	0,012	0,66	0,006

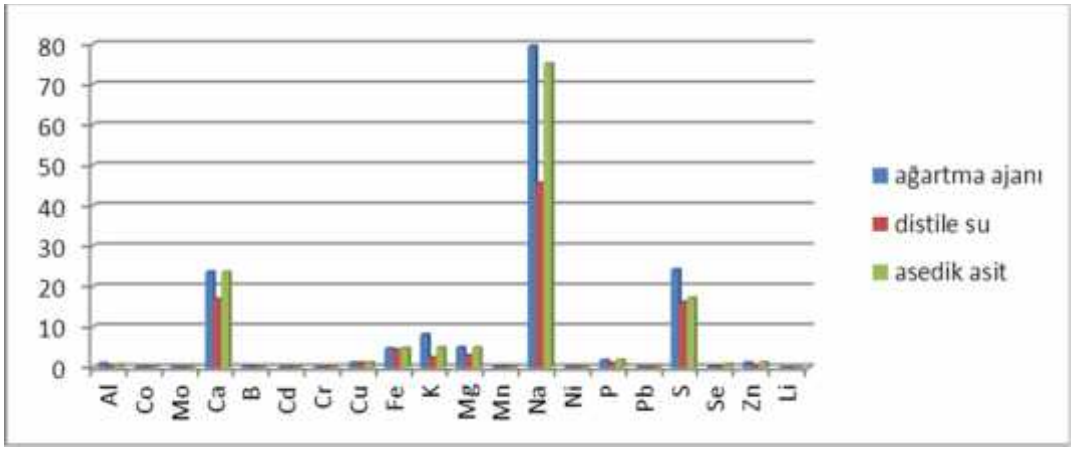


Şekil 3.4. e.max Press'in bekletme sıvılarındaki iyon salınımı.

e.max Press'in farklı sıvılardaki iyon salınımı incelendiğinde en fazla salınımın yine ağartma ajanında Na, K, P, S ve Ca iyonlarında olduğu gözlenmektedir (Çizelge 3.11., Şekil 3.4.).

Çizelge 3.12. ZirCAD'in 3 solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm).

	Ağartma ajanı		Distile su		Asedik asit	
	ort.	**SS**	**ort.**	**S.S**	**ort.**	**S.S**
Al	1,088	0,055	0,355	0,032	0,762	0,033
Co	0,012	0,005	0,007	0,008	0,012	0,005
Mo	0,02	0,008	0,014	0,009	0,015	0,007
Ca	23,721	0,433	16,967	0,433	23,677	0,299
B	0,302	0,018	0,086	0,025	0,093	0,048
Cd	0,006	0,004	0,006	0,002	0,008	0,003
Cr	0,055	0,007	0,047	0,004	0,091	0,015
Cu	1,268	0,042	1,181	0,063	1,233	0,053
Fe	4,725	0,061	4,448	0,091	4,793	0,311
K	8,25	0,161	2,517	0,343	5,018	0,432
Mg	5,046	0,164	3,097	0,27	4,904	0,271
Mn	0,188	0,011	0,185	0,005	0,187	0,006
Na	79,622	0,184	45,687	0,293	75,226	0,159
Ni	0,065	0,013	0,043	0,016	0,061	0,019
P	1,889	0,038	1,185	0,023	1,87	0,026
Pb	0,048	0,01	0,005	0,011	0,018	0,02
S	24,281	0,245	16,202	0,266	17,238	0,336
Se	0,325	0,016	0,175	0,028	0,845	0,021
Zn	1,2	0,337	0,608	0,042	1,226	0,158
Li	0	0	0	0	0	0

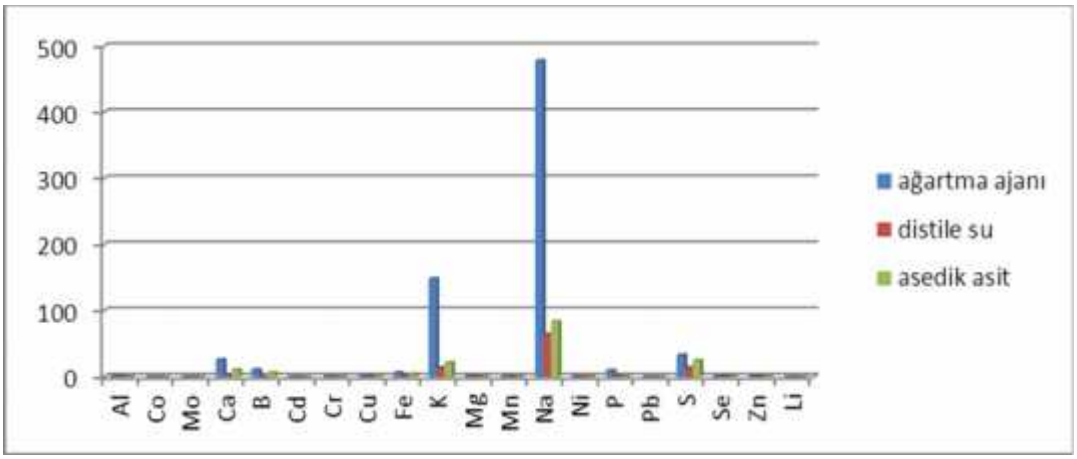


Şekil 3.5. ZirCAD'in bekletme sıvılarındaki iyon salınımı.

ZirCAD'in farklı sıvılardaki iyon salınımı incelendiğinde en fazla salınımın ağartma ajanında Na, S ve Ca iyonlarında olduğu gözlenmektedir (Çizelge 3.12., Şekil 3.5.)**.**

Çizelge 3.13. Vita VM 7'nin 3 solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm)

	Ağartma ajanı		Distile su		Asedik asit	
	ort.	**S.S**	**ort.**	**S.S**	**ort.**	**S.S**
Al	1,182	0,033	0,298	0,103	0,3	0,028
Co	0,018	0,004	0,014	0,01	0,018	0,007
Mo	0,007	0,009	0,002	0,003	0,012	0,014
Ca	26,27	0,14	3,359	0,133	10,433	0,17
B	11,205	0,126	0,053	0,017	6,352	0,139
Cd	0,01	0,006	0,008	0,004	0,009	0,004
Cr	0,132	0,006	0,021	0,007	0,126	0,005
Cu	1,301	0,01	1,176	0,049	1,209	0,026
Fe	6,415	0,061	1,98	0,101	4,825	0,032
K	148,68	0,179	13,798	0,159	21,506	0,172
Mg	1,142	0,014	0,7	0,014	1,171	0,063
Mn	0,2	0,01	0,169	0,005	0,184	0,007
Na	478,477	0,228	64,726	0,489	83,726	0,197
Ni	0,07	0,005	0,038	0,018	0,064	0,008
P	10,157	0,147	1,272	0,045	1,369	0,026
Pb	0	0	0	0	0,007	0,022
S	33,226	0,327	14,148	0,118	25,183	0,182
Se	0,734	0,008	0,562	0,006	0,677	0,01
Zn	1,328	0,01	0,689	0,012	1,259	0,028
Li	0	0	0	0	0	0

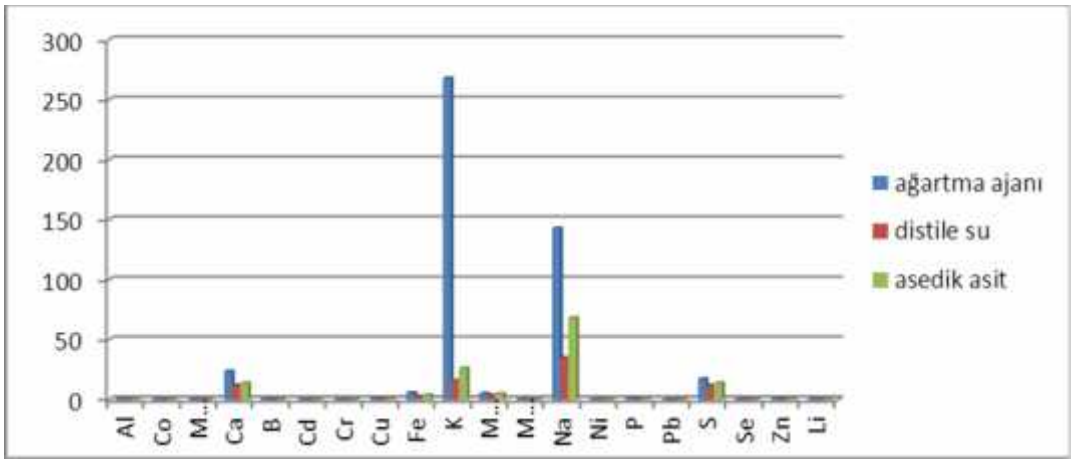


Şekil 3.6. Vita VM 7'nin bekletme sıvılarındaki iyon salınımı

Vita VM 7'nin farklı sıvılardaki iyon salınımı incelendiğinde en fazla salınımın ağartma ajanında Na, K, S ve Ca iyonlarında olduğu gözlenmektedir (Çizelge 3.13., Şekil 3.6.).

Çizelge 3.14. Estenia'nın 3 solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm).

	Ağartma ajanı		Distile su		Asedik asit	
	ort.	**S.S**	**ort.**	**S.S**	**ort.**	**S.S**
Al	0,622	0,014	0,444	0,089	0,63	0,028
Co	0,007	0,003	0,005	0,003	0,008	0,007
Mo	0,004	0,011	0,003	0,003	0,002	0,014
Ca	24,015	0,048	12,304	0,212	14,114	0,17
B	0,637	0,031	0,242	0,025	0,161	0,139
Cd	0,007	0,003	0,006	0,002	0,008	0,004
Cr	0,103	0,011	0,031	0,004	0,068	0,005
Cu	1,126	0,175	0,923	0,057	1,094	0,026
Fe	6,054	0,081	3,127	0,139	4,025	0,032
K	268,192	0,271	16,281	0,116	26,486	0,172
Mg	5,429	0,177	3,712	0,282	5,209	0,063
Mn	0,19	0,009	0,177	0,009	0,177	0,007
Na	142,953	44,872	35,193	0,193	68,377	0,197
Ni	0,169	0,014	0,137	0,02	0,151	0,008
P	1,23	0,026	0,993	0,084	1,175	0,026
Pb	0,041	0,015	0	0	0	0,022
S	17,549	0,273	12,007	0,3	14,012	0,182
Se	0,312	0,032	0,415	0,132	0,284	0,01
Zn	0,926	0,014	0,395	0,038	0,895	0,028
Li	0,628	0,033	0,194	0,015	0,391	0

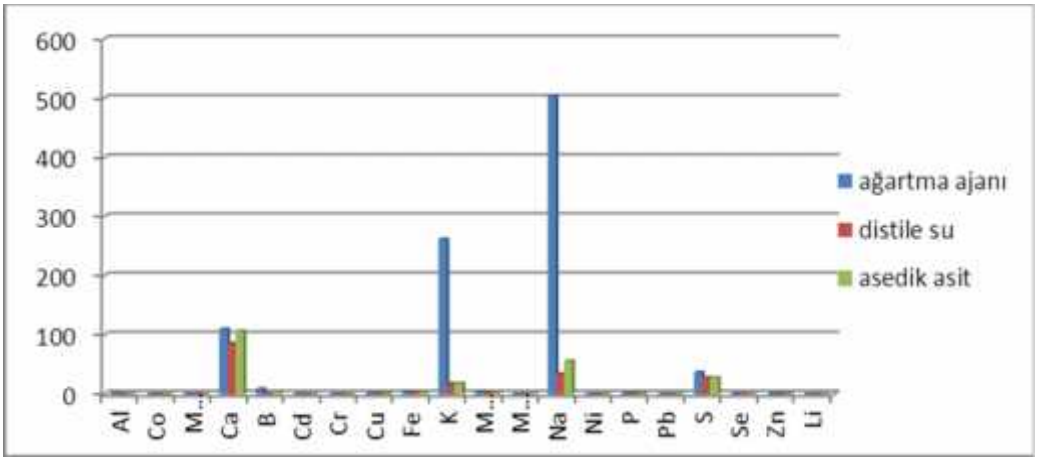


Şekil 3.7. Estenia'nın bekletme sıvılarındaki iyon salınımı

Estenia'nın farklı sıvılardaki iyon salınımı incelendiğinde en fazla salınımın ağartma ajanında K, Na, Ca ve S iyonlarında olduğu gözlenmektedir (Çizelge 3.14., Şekil 3.7.)**.**

Çizelge 3.15. Tescera'nın 3 solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm)

	Ağartma ajanı		Distile su		Asedik asit	
	ort.	**Std.S**	**ort.**	**Std.S**	**ort.**	**Std.S**
Al	1,247	0,032	0,299	0,017	0,291	0,028
Co	0,005	0,002	0,005	0,003	0,004	0,007
Mo	0	0	0	0	0	0,014
Ca	110,241	0,647	86,323	0,558	106,564	0,17
B	8,666	0,121	0,18	0,026	4,905	0,139
Cd	0,006	0,002	0,004	0,002	0,004	0,004
Cr	0,083	0,008	0,005	0,003	0,066	0,005
Cu	1,294	0,228	1,023	0,021	1,041	0,026
Fe	4,022	0,071	2,969	0,097	2,986	0,032
K	262,1	0,241	18,048	0,214	18,773	0,172
Mg	4,503	0,182	2,986	0,093	3,006	0,063
Mn	0,123	0,033	0,169	0,011	0,166	0,007
Na	503,079	0,198	34,376	0,254	56,01	0,197
Ni	0,07	0,012	0,069	0,105	0,053	0,008
P	0,999	0,016	1,114	0,125	0,997	0,026
Pb	0	0	0,006	0,018	0	0,022
S	37,302	0,253	28,145	0,287	28,077	0,182
Se	0,441	0,024	0,357	0,024	0,348	0,01
Zn	0,461	0,009	0,447	0,014	0,419	0,028
Li	0,166	0,005	0,151	0,006	0,165	0



Şekil 3.8. Tescera'nın bekletme sıvılarındaki iyon salınımı

Tescera'nın farklı sıvılardaki iyon salınımı incelendiğinde en fazla salınımın ağartma ajanında Na, K, Ca ve S iyonlarında olduğu gözlenmektedir (Çizelge 3.15., Şekil 3.8.).

Restoratif materyaller arasında ortalama iyon salınımı arasında fark olup olmadığını tespit etmek için tek yönlü varyans analizi yapıldı. Tek yönlü varyans analiz sonucuna göre istatistiksel olarak önemli bir fark tespit edildi ($p<0,05$) (Çizelge 3.16.).

Çizelge 3.16. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	121087,409	6	20181,235	9,318	0,000
Grup içi	9078994,183	4192	2165,791		
Toplam	9200081,592	4198			

KT: Kareler Toplamı, SD: Serbestlik Derecesi, KO: Kareler Ortalaması.

Farkın hangi restoratif materyal türünden kaynaklandığını bulmak için Tukey HSD istatistiksel testi yapıldı (Çizelge 3.17.).

Çizelge 3.17. Tukey HSD testi sonuçları

Restoratif materyal	1	2	3	4
e.max ZirCAD	6,3700[a]			
In-Ceram YZ	7,4366[a]			
e.max CAD	8,2578[ab]	8,2578[ab]		
Estenia	11,5867[abc]	11,5867[abc]	11,5867[abc]	
e.max Press		15,6083[bcd]	15,6083 [bcd]	15,6083[bcd]
Vita VM7			16,3666[cd]	16,3666[cd]
Tescera				22,2560[d]
Sig.	0,453	0,090	0,563	0,169

N=600

**Herbir kolondaki aynı harfi taşıyan değerler arasında istatistiksel olarak fark yokken, farklı harfler arasında istatistiksel fark vardır.*

Tukey HSD ikili karşılaştırma testine göre salınma miktarları ortalamaları 4 farklı gruba ayrılmıştır. En düşük salınma miktarlarına sahip olan restoratif materyallerin bulunduğu birinci grupta ZirCAD, In-Ceram YZ, e.max CAD ve Estenia yer almaktadır. Birinci gruba göre daha fazla salınma miktarına sahip ikinci grupta e.max CAD, Estenia ve e.max Press vardır. Salınma miktarında biraz daha artış olan üçüncü grupta Estenai, e.max Press ve Vita VM7 bulunmaktadır. En

yüksek salınma miktarı ortalamalarına sahip dördüncü grupta Tescera, Vita VM7 ve e.max Press vardır. Bazı restoratif materyaller birden fazla grupta yer almaktadır.

Çizelge 3.18. Bekletme sıvılarına ait betimsel istatistik

Bekletme Sıvısı	N	Ort.	S.S.	S.H.	Min.	Maks.
Ağartma ajanı	1400	24,5890	76,56937	2,04640	0,00	503,47
Distile su	1400	5,0837	12,26823	0,32788	0,00	87,73
Asedik Asit	1400	7,9885	18,47751	0,49401	0,00	106,87
Toplam	4200	12,5548	46,81388	0,72244	0,00	503,47

3 farklı bekletme sıvısı için elde edilen betimsel istatistiklere ait tabloya göre; en yüksek ortalama salınma miktarına sahip olan bekletme sıvısı ağartma ajanı (%17 karbamid peroksit) (24,589)'dır. Diğer iki bekletme sıvısı için elde edilen salınma miktarı ortalamaları ağartma ajanına göre çok düşüktür. En düşük ortalama distile su için elde edilmiştir (Çizelge 3.18.).

Bekletme sıvıları arasında ortalam iyon salınımı arasında farkı değerlendirmek için tek yönlü varyans analizi yapıldı. Tek yönlü varyans analizi sonucuna göre bekletme sıvıları arasında iyon salınımı açısından istatistiksel olarak önemli bir fark tespit edildi ($p<0,05$) (Çizelge 3.19.).

Çizelge 3.19. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	310063,828	2	155031,914	73,174	0,000
Grup içi	8890017,765	4196	2118,689		
Toplam	9200081,592	4198			

Farkın hangi restoratif materyal türünden kaynaklandığını tespit etmek için Tukey HSD testi yapıldı (Çizelge 3.20.).

Çizelge 3.20. Tukey HSD testi sonuçları

Bekletme sıvısı	N	1	2
Distile Su	1400	5,0837[a]	
Asedik Asit	1400	7,9885[a]	
Agartma Ajanı	1400		24,5890[b]
Sig.		0,217	1,000

Tukey HSD ikili karşılaştırma testine göre salınma miktarları ortalamaları 2 farklı gruba ayrılmıştır. En düşük salınma miktarlarına sahip olan bekletme sıvılarının bulunduğu birinci grupta distile su ve asedik asit yer alır. Birinci gruba göre daha fazla salınma miktarına sahip ikinci grupta ağartma ajanı vardır. Ağartma ajanı diğerlerine göre oldukça yüksek salınma miktarlarına sahiptir.

20 farklı element türüne salınma miktarı ortalamalarına bakıldığında; en yüksek salınım gösteren elementler sırasıyla Na (122,1781), K (57,1473), Ca (25,748) ve S (25,0854)'dir. En düşük ortalama salınma miktarına sahip elementler Co, Cr, Mo, Cd, Mn, Ni, Pb, Se ve Zn'dir (Çizelge 3.21.).

Çizelge 3.21. Elementlere ait betimsel istatistik

Element	N	Ort.	S.S	S.H.	Min.	Maks.
Al	210	2,1974	3,65060	0,25192	0,01	21,36
Co	210	0,0085	0,00644	0,00044	0,00	0,03
Mo	210	0,0264	0,09197	0,00636	0,00	0,95
Ca	210	25,7480	31,82601	2,19620	2,00	111,13
B	210	2,4963	3,71017	0,25603	0,00	11,42
Cd	210	0,0073	0,00400	0,00028	0,00	0,02
Cr	210	0,0676	0,04397	0,00304	0,00	0,19
Cu	210	1,1157	0,77792	0,05355	0,00	3,33
Fe	210	4,3484	1,24386	0,08583	1,63	6,71
K	210	57,1473	85,66462	5,91142	2,08	268,72
Mg	210	3,9299	3,85940	0,26632	0,06	12,92
Mn	210	0,2019	0,08588	0,00593	0,07	0,92
Na	210	122,1781	137,63267	9,49756	15,25	503,47
Ni	210	0,0869	0,10416	0,00719	0,00	0,49
P	210	4,8110	7,52380	0,51919	0,88	29,90
Pb	210	0,0137	0,02535	0,00175	0,00	0,18
S	210	25,0854	11,87471	0,81943	3,56	57,71
Se	210	0,4174	0,21296	0,01470	0,00	0,94
Zn	210	0,8093	0,41733	0,02880	0,13	2,31
Li	210	0,3352	0,57192	0,03947	0,00	2,60
Toplam	4200	12,5548	46,81388	0,72244	0,00	503,47

İyon türüne göre salınma miktarlarıarasında fark olup olmadığını tespit etmek için tek yönlü varyans analizi yapıldı. İyonlar arasında istatistiksel olarak önemli bir fark tespit edildi ($p<0,05$) (Çizelge 3.22.).

Çizelge 3.22. Tek yönlü varyans analizi sonuçları

	KT	SD	KO	F	P
Gruplar arası	3444971,968	19	181314,314	131,659	0,000
Grup içi	5755109,624	4179	1377,150		
Toplam	9200081,592	4198			

Farkın hangi iyon türünden kaynaklandığını bulmak için Tukey HSD testi yapıldı (Çizelge 3.23.).

Çizelge 3.23. Tukey HSD testi sonuçları

Elementler	N	1	2	3	4
Cd	210	0,0073[a]			
Co	210	0,0085 [a]			
Pb	210	0,0137 [a]			
Mo	210	0,0264 [a]			
Cr	210	0,0676 [a]			
Ni	210	0,0869 [a]			
Mn	210	0,2019 [a]			
Li	210	0,3352 [a]			
Se	210	0,4174 [a]			
Zn	210	0,8093 [a]			
Cu	210	1,1157 [a]			
Al	210	2,1974 [a]			
B	210	2,4963 [a]			
Mg	210	3,9299 [a]			
Fe	210	4,3484 [a]			
P	210	4,8110 [a]			
S	210		25,0854[b]		
Ca	210		25,7480[b]		
K	210			57,1473[c]	
Na	210				122,1781[d]
Sig.		0,999	1,000	1,000	1,000

Tukey ikili karşılaştırma testine göre salınma miktarları ortalamaları 4 farklı gruba ayrılmıştır. En düşük salınma miktarlarına sahip olan elementlerin bulunduğu birinci grupta Cd, Co, Pb, Mo, Cr, Ni, Mn, Li, Se, Zn, Cu, Al, B, Mg, Fe ve P yer alır. Birinci gruba göre daha fazla salınma miktarına sahip ikinci grupta S ve Ca vardır. Salınma miktarında biraz daha artış olan üçüncü grupta K bulunmaktadır. En yüksek salınma miktarı ortalamalarına sahip dördüncü grupta Na vardır.

4. TARTIŞMA

Dental seramikler kimyasal olarak en inert restoratif materyaller olarak bilinmektedir. Farklı tipteki seramikler farklı kimyasal özelliklere sahiptirler, bu nedenle her porselen türü için bunu genellemek doğru değildir (Jakovac ve ark 2006). Ağız ortamında restoratif materyaller değişen ısılara, pH değerlerine ve yük döngülerine maruz kalırlar. Dişler ve dişlerin içerdiği restorasyonlar bu koşullardan pozitif ve negatif olarak etkilenebilirler. Ağartma tedavileri ya evde düşük konsantrasyonlarda HP veya KP içeren ajanlarla hastalar tarafından ya da yüksek konsantrasyonlarda HP (genellikle % 35 - 38) içeren ajanlarla hekim tarafından klinikte uygulanırlar (Abu-Eittah ve Mandour 2011). Gece takılabilen yumuşak plastik stentler kullanılarak evde uygulanan beyazlatma tekniğinde beyazlatma ajanları farklı oranlarda karbamid peroksit içerebilirler (Polydorou ve ark 2006, Türker ve ark 2008).

Hidroklorik asit ve asedik asit gibi asitler dental materyallerin kimyasal stabilitesini test etmekte kullanılırlar. Asitlerin tükrük ve distile suya avantajı materyalde daha hızlı çözünme meydana getirmeleridir. Böylece dental seramiğin uzun dönem stabiliteleri hakkında bilgi edinilebilir. Ayrıca asit kullaımı ağız ortamında pH' nın düşük olduğu durumların stimüle edilerek test edilmesini sağlar (Jakovac ve ark 2006). Bu çalışmada kimyasal olarak inert olduğu düşünülen farklı seramik türleriyle organik modifikasyonlu seramik olan seromerlerin 3 farklı solüsyonda; distile su (pH=7), asedik asit (pH= 2.4) ve ağartma ajanı (pH= 6.0) kullanılarak kimyasal stabiliteleri test edilmiştir. Çalışmada kullanılan solüsyonlar test edilen dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve iyon salınımında istatistiksel olarak farklı oranlarda değişikliğe neden olmuştur. Bu nedenle başlangıçta öne sürülen ispatlanmamış hipotez kabul edilmiştir. ISO 6872' ye göre asedik asit kimyasal stabilite testlerinde kullanılmaktadır (ISO 6872: 2012). Asedik asit zayıf bir asit olmasına rağmen jelasyon özelliğine sahip bir asittir. Jelasyon özelliği olan asitler ortamın elektriksel nötralitesini sağlamak için porselenden daha fazla metal iyonlarının çözünmesine ve porselenin korozyonuna yol açarlar (Kukiattrakoon ve ark 2010). Bu nedenle çalışmamızda porselenlerdeki iyon salınımının incelendiği önceki çalışmalara (Ardlin 2002**,** Milleding ve ark 2002, Jakovac ve ark 2006**,** Kukiattrakoon ve ark 2010a, Kukiattrakoon ve ark 2010b) benzer olarak ISO 6872'

de belirtildiği şekilde 80º C' de %4 'lük asedik asit solüsyonu kullanılmıştır. Yine aynı çalışmalarla benzer olarak distile su da kontrol grubu olarak alınmıştır.

Dental materyallerin biyouyumluluğunu değerlendirmek için in vivo ve in vitro çalışmalar yapılmaktadır. İn vivo çalışmaların yüksek maliyetli olması ve in-vitro çalışmalara göre daha uzun sürede sonuçların alınması dezavantajlarıdır. Ayrıca hasta takibinin güç olması ve bireyler arası farklılıklar nedeniyle başarısızlık kaynağı her zaman tam olarak tespit edilememektedir. Bu nedenle materyallerin test edilmesinde in vitro testler daha yaygın olarak uygulanmaktadır. Bu çalışmada da in-vivo çalışmaların yukarıda belirtilen dezavantajları ve standardizasyonu sağlamaktaki güçlükleri nedeniyle restoratif materyallerdeki iyon salınımı ve yüzey pürüzlülüğü in vitro olarak test edilmiştir.

Dental materyallerin in vitro ve in vivo ortamda salınan iyonların saptanmasında çeşitli tipte analitik teknikler kullanılmaktadır. Bazı çalışmalarda (Jakovac ve ark 2006) atomik absorbsiyon spektrometresi kullanılırken çoğu çalışmada ICP kullanılmıştır (Milleding ve ark 2002, Milleding ve Karlsson 2003, Kukiattrakoon ve ark 2010a, Esquivel-Upshaw ve ark 2013). Jakovac ve ark (2006) belirli iyonların salınımının ölçülmesinin toplam ağırlık kaybının ölçülmesinden daha kıymetli olduğunu bildirmişlerdir. Sunderman (1988) iyon salınımının değerlendirilmesinde en uygun yöntemin ICP-AES olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda diğer spektrometre metotlarından daha hassas olduğu ve ölçüm hatalarını minimale indirgediği için iyon salınımını ölçmede ICP- AES metodu kullanılmıştır.

Sıvıların içinde bekletilen aynı materyalin farklı boyutlarda olması hem salınan iyon miktarını ve hem de etkilenen yüzey alanını değiştirebilir. Çalışmamızda hem yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmalarla (Butler ve ark 2004, Abu-Eittah ve Mandour 2011) hem de iyon salınımının değerlendirildiği çalışmalarla (Milleding ve Karlsson 2003, Jakovac ve ark 2006) uyumlu olarak tüm örnekler standart kalıplar kullanılarak 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır.

Dental porselenler eroziv ajanlar ya da solüsyonlara maruz kaldıklarında çözünmeleriyle yüzey pürüzlülüklerinde artış olabilmektedir (Demirhanoğlu ve Şahin 1992, Milleding ve ark 1999). Yüzey pürüzlülüğü plak birikiminin artmasına

(Demirhanoğlu ve Şahin 1992, Milleding ve ark 1999, Kara ve ark 2010) karşıt diş ya da restorasyonun aşınmasına ve estetik materyallerin renk değişimine yol açar (Anusavice 1992, Milleding ve ark 1999). Ayrıca materyalin esneme dayanımında azalmaya neden olur (De Jager ve ark 2000, Fischer ve ark 2003). Bu nedenle çalışmada 3 farklı solüsyonda iyon salınımı incelenen dental materyallerin aynı zamanda yüzey pürüzlülüklerinde değişiklik olup olmadığı da test edilmiştir.

Çeşitli elmas uçlar, lastikler ve aşındırıcı patlar ile yapılan polisaj işlemi glaze işlemine alternatif olarak kullanılmaktadır (Patterson ve ark 1992, Jefferies 1998, Al Wahadni ve Martin 1999, Wright ve ark 2004). Brewer ve ark (1990) reglazing için tekrar fırınlanan metal destekli kronlar ile polisaj yapılmış kronlar arasında yüzey düzgünlüğü açısından fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca ikinci fırınlama sonrası restorasyonda meydana gelebilecek mat görünüm olasılığının polisaj yapılmış kronlarda fırınlama işlemi elimine edildiği için ortadan kalktığını belirtmişlerdir. Bu literatürlerin doğrultusunda bu çalışmada final aşındırma sonrası glaze yapmadan sadece polisaj işlemi uygulanarak deney örneklerimizin bitim işlemleri tamamlanmıştır.

Restoratif materyallerde yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla kullanılan birçok alet vardır ve bu aletlerden bir tanesi de profilometre cihazıdır (Jefferies 1998). Profilometre; 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) hesaplamaktadır (Jefferies 1998, Sarıkaya 2007). Ra parametresi ağartma ajanlarının dental restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkilerini değerlendirmede önemli bir veridir (De A Silva ve ark 2006).

Bu çalışmada da, ağartma ajanı uygulama öncesi ve sonrasında restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Ölçümler daha önceki çalışmalara benzer olarak örneklerin merkezinde olacak şekilde her örnek için 3 kez tekrarlanmıştır. Daha sonra elde edilen değerlerin ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülük değeri (Ra) elde edilmiştir (Moraes ve ark 2006, Tholt ve ark 2006). Cihaz her bir grup örneğin ölçümünden sonra üretici firma talimatlarına göre kalibre edilmiştir.

Solüsyonlar arasındaki fark göz önüne alınmadan bekletilme sonrası en fazla yüzey pürüzlülüğü değişimi sırasıyla Tescera, Estenia ve e.max Press materyallerinde olmuştur. Yüzey pürüzlülük değişiminin en az olduğu materyaller ise sırasıyla InCeram YZ, Vita VM7, ZirCAD ve e.max CAD' tir. Farklı solüsyonlar materyaller üzerinde değişik etkilere sahiptir. Materyallerin tüm solüsyonlar içerisinde bekleme süreleri sonunda yüzey pürüzlülük değerlerinde artma gözlenmiştir. Ancak bu artış distile su ve karbamid peroksit solüsyonlarında istatistiksel olarak anlamlı olmamıştır. Asedik asit solüsyonunda ise yüzey pürüzlülüğündeki artış zirkonya içerikli restoratif materyaller olan ZirCAD ve InCeram YZ dışında diğer restoratif materyallerde istatiksel açıdan önemli düzeyde olmuştur.

Ağartma ajanlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelediği çalışmalarda literatürde farklı sonuçlar mevcuttur. Bazı araştırıcılar (Bailey ve Swift 1992, Butler ve ark 2004, Abu-Eittah ve Mandour 2011) ağartma ajanlarının yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde arttırdığını gözlemlerken bazı araştırıcılar ise (Turker ve Biskin 2003, Schemehorn ve ark 2004, Polydorou ve ark 2006, Türker ve ark 2008, Zaki ve Fahmy 2009) ağartma ajanlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisi olmadığını rapor etmişlerdir. Bu çelişkili sonuçlar çalışmada kullanılan ağartma ajanlarının konsantrasyonlarının ve pH değerlerinin, uygulama sürelerinin ve incelenen restoratif materyalin kimyasal yapısının ve yüzey özelliklerinin farklı olmasından kaynaklanabilmektedir. Bu çalışmada kullanılan ağartma solüsyonu (VOCO Perfect Bleach) % 17' lik karbamid peroksit içermektedir ve pH' sı 6' dır.

Turker ve Bişkin (2003) % 10'luk (Opalesence, pH=6) ve % 16 karbamid peroksit (Nite White, pH=5.5) ve yine % 10'luk (Rembrandt, pH=6-7) karbamid peroksit kullandıkları çalışmalarında feldispatik porselenlerde ağartma ajanlarının yüzey pürüzlülüğünde önemli bir değişikliğe neden olmadığını bulmuşlardır.

Ceramco, Finesse ve Vita feldispatik porselen yüzeylerine Night White (% 16 KP) ve Rembrant (% 10 KP) ağartma ajanlarının uygulandığı bir çalışmada (Şahin 2003), ağartma ajanlarının bütün porselen gruplarında yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı olmayan düzeyde arttırdığı gözlemlenmiştir.

Schemehorn ve ark (2004) yaptıkları çalışmada % 6 hidrojen peroksit içeren ağartma ajanının feldispatik bir porselen olan Creation' un yüzey pürüzlülüğüne etkisini SEM ile incelemişlerdir. Ağartma ajanı uygulanan ve uygulanmayan örneklerin SEM görüntüleri arasında fark olmadığını bildirmişlerdir.

Butler ve ark (2004) %10 karbamid peroksit içeren ağartma ajanının polisaj yapılmış feldispatik porselenin (Ceramco II) yüzey pürüzlülüğünde bir değişiklik meydana getirmezken otoglaze yapılmış porselen yüzeyinde önemli bir pürüzlülük artışına yol açtığını bildirmişlerdir. Yine benzer şekilde Polydorou ve ark (2006) % 15 KP ve % 38 HP içeren ağartma ajanlarının polisajlı feldispatik porselenin yüzey pürüzlülüğünü etkilemediğini bildirmişlerdir.

Ourique ve ark (2011) % 10'luk KP (Whiteness FGM, pH ≅ 6.0) ve % 16'lık KP (Whiteness FGM, pH ≅ 6.0) içeren ağartma ajanlarının bir florapatit porselen (IPS d.Sign) ve 2 feldispatik porselenin (IPS Classic ve VMK 95) yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendirdikleri çalışmada 2 ağartma ajanının da hiç bir porselen tipi üzerinde önemli bir yüzey pürüzlülük değişimine sebep olmadığını belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da önceki çalışmalara benzer şekilde % 17' lik karbamid peroksit ağartma ajanında bekletilen polisaj yapılarak bitirilmiş Vita VM7 feldispatik porselen yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlenmemiştir.

Bunun yanında önceki bu çalışmaların ve bizim çalışmamızın tersine literatürde daha az sayıda olmakla birlikte ev tipi beyazlatma ajanlarının porselen yüzeylerinde pürüzlülük artışına sebep olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur. Moraes ve ark (2006) yaptıkları çalışmada bir mikrohibrit kompozit (Filtek Z-250), bir mikro dolduruculu kompozit (Filtek A-110) ve bir feldispatik porseleni (Duceram Plus) % 10' luk KP (Opalescence) ve % 35 'lik KP (Opalescence Quick) içinde günde 3 saat bekleterek yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda feldispatik porselenin yüzey pürüzlülüğünde ilk 14 günde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken 21. günün sonunda her iki KP grubunda da istatistiksel olarak anlamlı bir artış bulunmuştur. Araştırıcılar bu sonucun KP' in

uzun süre uygulanmasının porselenin kimyasal yapısını bozmasına ve porselen yüzeyinde porların oluşmasına bağlı olarak gelişebileceğini söylemişlerdir.

Türker ve ark (2008) % 16 ve % 17 KP jelin günde 8 saat 2 hafta boyunca uygulanımı sonucunda Admira (Ormoser), Grandio (nano hibrit kompozit) ve Filtek 250 (mikro hibrit kompozit) restoratif materyallerinin yüzey yapısını etkilemediğini tespit etmişlerdir. Ancak % 20'lik KP jelin 8 saat 2 hafta boyunca uygulama sonucunda ormoserin (Admira) yüzey pürüzlülüğünü anlamlı oranda arttığını tespit etmişlerdir.

Polydorou ve ark (2006) çalışmalarında polisaj yapılmış ve yapılmamış 4 kompozit (Tetric Ceram, Tetric flow, Enamel Plus HFO, Filtek Supreme), bir ormoser (Definite) ve bir seramik (Vitablocs Mark II for CEREC) restorati materyalinin % 15 KP ve % 38 HP içeren ağartma ajanlarının polisaj yapılmış yüzeylerin yüzey yapılarında bir değişikliğe yol açmadığını tespit etmişlerdir.

Gürbüz ve ark (2013) % 6.5' luk HP içeren beyazlatma ajanı (Mylar strips) kullandıkları çalışmalarında nano dolduruculu kompozit (Charisma) ve ormoser (Admira) materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü profilometre ile değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda beyazlatma işlemi sonrası hiç bir materyalde istatistiksel olarak anlamlı bir pürüzlülük artışının olmadığını bildirmişlerdir.

Yukarıda belirtilen çalışmalarla uyumlu olarak bizim çalışmamızda da hibrit seramik yapıda olan Estenia örneklerde ve mikrohibrit seramik yapıda olan Tescera ATL seromer örneklerde % 17'lik KP'in günde 2 saat 2 hafta uygulanması sonrası yüzey pürüzlüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlenmemiştir.

Yapılan literatür incelemesi sonucunda üstün fiziksel özellikleri ve estetik kabiliyetlerinden dolayı günümüzde kullanımı gittikçe artan enjeksiyonla ve CAD-CAM 'le şekillendirilen seramikler üzerine beyazlatma ajanlarının etkileri konusunda sınırlı bilgi mevcuttur.

Kara ve ark (2010) yaptıkları çalışmada % 10'luk KP ve HP beyazlatma ajanlarının çok düşük ısı porseleni (Finesse), düşük ısı porseleni (Vita VM9), seromer (Estenia) ve lityum disilikat (IPS Empress 2, IPS e.max Press) porselenlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın

sonucunda hem %10' luk KP ağartma ajanının hem de %10'luk HP ağartma ajanının restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinde artışa neden olduğunu belirtmişlerdir. Her iki ağartma ajanı (HP-KP) karşısında da daha fazla pürüzlülük artışı gözlenen restoratif materyal Estenia olmuştur. Bu in vitro çalışmada ağartma ajanları incelenen tüm restoratif materyallerde benzer şekilde yüzey pürüzlülüğünde artışa yol açmıştır. Ancak bu artış hiç bir materyal için istatistiksel olarak anlamlı olmamıştır.

Çalışmamızda bekletme solüsyonlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisine baktığımızda 3 sıvının da yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı ancak en fazla etkileyenin asedik asit solüsyonu olduğu görülmektedir. Bu elde edilen sonuç asedik asitin jelasyon özelliği ve pH'sının diğer solüsyonlardan daha düşük olmasına bağlanabilir. Asedik materyal restoratif materyaller içindeki cam yapı için korozivdir ve çözünebilen kompleksler oluşmasına yol açar (Milleding ve ark 1999).

Literatürde asedik asidin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelendiği çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Milleding ve ark (1999) 2 feldispatik porselen (Vita Omega ve Vita Alpha), cam seramik (IPS Empress), hidrotermal porselen (Duceram LFC), mikro lösit içerikli porselen (Procera AllTitan), mulit porselen (Procera AllCeram) ve 2 Al_2O_3 kor materyalini % 4'lük asedik asitte 80° C' de 18 saat bekletmişler ve materyallerin yüzey pürüzlülüklerindeki değişimi değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda Ra değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı olan tek artışın bizim çalışmamızda kullanılan feldispatik porselene (Vita VM7) benzer yapıda olan Vita Alpha porseleninde olduğu gözlenmiştir.

Kukiatrakoon ve ark (2010a, 2010b) yaptıkları çalışmalarda feldispatik porselen (VMK 95), alüminöz feldispatik porselen (Vitadur Alpha), lösit porselen (IPS Empress Esthetic), florapatit porselene (IPS e.max Ceram) 3 farklı asit solüsyonu ve % 4'lük asedik asit uygulamışlar ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda feldispatik porselenin yüzey pürüzlülüğünde en fazla artış asedik asitte gözlenmiştir. Bu sonuç bizim çalışmamızla uyumludur. Yine bu çalışmaları destekler şekilde bizim çalışmamızda da kontrol grubu olarak seçilen distile suda yüzey pürüzlülüğünde bir değişiklik gözlenmemiştir.

Asedik asit, hidroflorik asit ve fosforik asit gibi zayıf asitler kategorisindedir. Seramik yüzeylerin pürüzlülüğünün arttırılmasında en çok kullanılan HF asit seramik yüzeyinde derin kanal ve yivler oluşturur (Hayakawa ve ark 1992, Saraçoğlu ve ark 2004). Camsı yapının sayısı, büyüklüğü ve dağılımı asit uygulamasında mikro pörözitelerin oluşumunu etkiler. Bazı araştırmalar % 2,5-10' luk HF solüsyonunun 2-3 dk boyunca uygulanmasının cam seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde en etkin yöntem olduğunu söylemektedir (Sorensen ve ark 1991, Chen ve ark 1998a, Chen ve ark 1998b, Blatz ve ark 2003).

Bizim çalışmamızda asedik asitte bekletme sonrasında camsı matriks içeren bütün porselen ve seromer gruplarında yüzey pürüzlülüğünde artış gözlenmiştir. Bu durumun nedeni olarak asedik asidin HF aside benzer pH' ya sahip olması ve HF aside oranla çok daha uzun süre (16 saat) uygulanması sebebiyle camsı matrikste bozunmaya sebep olması düşünülmektedir.

Zirkonyum içeren seramiklere asedik asit uygulanması sonrası yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmalar sınırlıdır. Milleding (2003) yaptığı çalışmada daha önce (1999) yapmış olduğu çalışmada kullanmış olduğu porselenlere (Vita Omega, Vita Alpha, IPS-Empress, Duceram LFC, Procera AllTitan, Procera AllCeram, Al_2O_3 kor materyali) ilave olarak itriyum ile stabilize zirkonyum seramiğini (Denzir) yüksek ve düşük koheziv ortamlardaki yüzey değişikliklerini analiz etmiştir. Çalışmanın sonucunda oksit seramiklerde (Alümina kor ve Denzir) minör değişiklikler görülürken camsı yapıdaki seramiklerin yüksek ve düşük yoğunluktaki koroziv ortamlarda elementel yüzey yapılarında daha fazla değişiklik tespit etmiştir.

Eğilmez ve ark (2014) Y-TZP seramik (Lava) kullanarak yaptıkları çalışmada test örneklerine farklı basınçlarda (200, 400, 600 kPa) 110µm Al_2O_3 kumlama , mekanik yükleme, 134 °C' de 200 kPa mekanik yükleme ve 168 saat % 4'lük asedik asit uygulayarak faz değişimini XRD ve yüzey pürüzlülüğünü SEM yöntemiyle analiz etmişlerdir. Çalışmanın SEM analizi sonucunda basınç altında kumlama yapılan gruplar dışında diğer test gruplarında (mekanik yükleme, 134 °C' de mekanik yükleme ve asedik asit uygulama) Lava zirkonya yüzeyinde pörözite artışı gözlememişlerdir. Bu sonuçla uyumlu olarak zirkonya örneklerde 400 ve 600 kPa basınçla kumlama faz değişimine neden olmuştur.

Zirkonyum esaslı materyallerin pürüzlülüğünün arttırılması için yapılan çalışmalarda genel olarak Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, HF asit ile pürüzlendirme ve çeşitli lazer tipleri kullanımı ön plana çıkmaktadır.

Casucci ve ark (2009) sinterize zirkonyum oksit seramik disklerine (Lava) % 9.5' luk HF asit, 125 µm Al_2O_3 tozu ve deneysel asit uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda yüzey pürüzlülüğünde kontrol grubuyla 90 sn HF asit uygulanan grup arasında fark olmadığını bildirmişlerdir.

Ersu ve ark (2009) In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia seramiklerine kumlama, CO_2 lazer, 60 sn % 9.6 'lık HF asit, asit + kumlama olmak üzere 4 farklı yüzey işlemi uygulamıştır. Sonuçta HF asit uygulamasını In-Ceram Zirconia seramiklerinin yüzey pürüzlülüğü üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığını ortaya koymuşlardır. Önceki bu çalışmalarla uyumlu olarak bizim çalışmamızda da zirkonyum içerikli seramikler olan InCeram YZ ve e.max ZirCAD'in yüzey pürüzlülüğünde de asedik asit solüsyonunda bekletme sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir artış olmamıştır. Bu durumun, seramiklerdeki zirkonyum içeriğinin bir bariyer görevi yaparak asedik asitin koroziv etkisini azaltmasına bağlı olduğu düşünülmüştür (Milleding 2003).

Dental seramikler kimyasal olarak genellikle çözünmez veya çok az çözünür olarak değerlendirilirler. Dental seramiklerin kimyasal stabiliteleri çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Porselenlerin kompozisyonları, mikroyapıları ve kimyasal karakterleri ayrıca maruz kaldığı çevresel faktörler stabilitelerini etkilemektedir (Milleding ve ark 2002).

Alkali-silikat camlar ve camsı matriks içeren seramik materyallerinin sıvı korozyonundan esas olarak 2 mekanizma sorumludur; birincisi selektif alkali iyon salınımı, ikincisi ise camsı yapının çözünmesidir. pH'nın 9 ve daha düşük olduğu durumlarda selektif alkali iyon salınımı baskın mekanizmadır (Sikalidis 2011). Suyun yüzeyel tabakaya difüzyonu Si-O-Si bağında ard arda gelen parçalanmaya yol açar. İyon değişimi reaksiyonu sonucu öncelikle tek değerli katyonlar; ilk olarak Na^+ ve K^+ ve lityum içerikli seramiklerde ise Li^+ iyonu salınır (Paul ve Zaman 1978).

Çalışmamızda % 17'lik karbamid peroksit, restoratif materyallerde diğer iki bekletme solüsyonuna göre daha yüksek iyon salınımına sebep olmuştur. Tüm sulu

ortamlarda bırakılan restoratif materyallerde çözünme meydana gelmektedir. Bekletme süresi uzadıkça bu çözünme mıktarı da artmaktadır (Abu-Eittah ve Mandour 2011). Kullandığımız tüm bekletme sıvılarının pH' sı 9 un altındadır. En düşük pH' ya asedik asit solüsyonu sahip olmasına rağmen çözünme miktarı karbamid peroksitte bekletilen örneklerde daha fazla olmuştur. Bunun nedeninin karbamid peroksitle ağartma işlemi prosedürü gereği bekletme süresinin diğer solüsyonlardan uzun tutulmuş olması olabilir.

Kukiattrakoon ve ark (2010b) yaptıkları çalışmada Na^{+} ve K^{+} iyonlarının diğer iyonlara göre daha kolay salındığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın sonuçlarını destekler şekilde en fazla salınan iyon sodyum (122.17 ppm) ve daha sonra da potasyum (57.14 ppm) iyonu olmuştur.

Milleding ve ark (1999,2002) yaptıkları çalışmalarda porselenin kimyasal yapısında Mg^{+2}, Ca^{+2}, Zn^{+2}, Ba^{+2} gibi iki değerli iyonların, Al^{+3} gibi üç değerli iyonların ve hareketsiz Zr iyonunun varlığının kimyasal stabilitelerini arttırdığını ve iyon değişimini azalttığını bildirmişlerdir. Ancak yine de alüminyumun oldukça durağan bir kimyasal yapıya sahip olmasına rağmen koroziv bir ortamda kompozisyonunun değişebileceğini bildirmişlerdir.

Literatürde restoratif materyallerin ağartma ajanlarına maruz kaldığında kimyasal çözünürlüklerinin incelendiği çalışmalar yok denecek kadar azdır. Abu-Eittah ve Mandour (2011) yaptıkları çalışmada bu çalışmada incelenen Vita VM 7' ye benzer kimyasal yapıdaki Vitadur Alpha' nın % 4' lük asedik asit ve 3 farklı konsantrasyondaki (%30, %35, %38) HP içerisinde 1 ve 2 saat bekleterek korozyon davranışını incelemişlerdir. Sonuçta beyazlatıcı ajandaki iyon salınımının asedik asittekine göre daha fazla olduğunu ancak her iki sıvıdaki salınan iyonların sırasıyla $Na^{+} > Ca_{2}^{+} > K^{+} > Si_{4}^{+} > Al_{3}^{+}$ olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca % 38 HP konsantrasyonunda süre uzadıkça tüm iyonların salınımının arttığını bildirmişlerdir. % 35 HP konsantrasyonda Al^{+3} iyonu 2 saat bekletildikten sonra önemli derecede artmamıştır. Bizim çalışmamızda incelenen iyonlar ve kullanılan analiz yöntemi tam örtüşmemekle birlikte önceki bu çalışmaya benzer şekilde Na, K ve Ca salınımları Al salınımından daha fazla olmuştur.

Milleding ve ark (2003) 8 farklı materyalin (IPS-Empress, Vita Alpha, Vita Omega, Duceram LFC, Procera AllTitan, Procera AllCeram, Procera alumina kor, Denzir) iyon salınımını % 4'lük asedik asitte 18 saat bekleterek ICP-OES ile incelemişler. Bu porselenler içindeki Na, K, Al, Mg, Ca, Ba, Y, Ti, Zr, Cr, Mn, Zn, B, Si iyonlarının salınım miktarlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda asidik ortamda en fazla salınan iyonların sodyum, potasyum, silikon ve alüminyum olduğunu belirtmişlerdir. Aynı çalışmanın sonucunda zirkonyum içerikli Denzir materyali en stabil materyal olarak bulunurken feldpatik porselen olan Procera AllCeram ve cam içerikli porselen olan IPS Empress en az stabil materyaller olarak bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak bizim çalışmamızda da zirkonyum içerikli seramikler (ZirCAD ve InCeram YZ) cam içerikli porselenlerden (e.max Press ve e.max CAD) ve feldispatik porselenden (Vita VM7) daha stabil bir yapı göstermiştir.

Mohsen (2011) yaptığı çalışmada e.max Press ve e.max CAD porselenlerine 16 saat % 4'lük asedik asit uygulayarak ağırlık kaybını değerlendirmiştir. Çalışmanın sonucunda e.max Press grubunda daha fazla ağırlık kaybı olduğunu ve e.max CAD porselenin e.max Press porselenine göre kimyasal olarak daha stabil olduğunu bildirmiştir. e.max CAD porseleninin üretimi sırasında bir kere fırınlanırken, e.max Press porseleninin 2 kere fırınlanmasının ve bu fazladan ısı uygulamasının kimyasal stabilite üzerinde etkili olabileceğini açıklamıştır. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da e.max Press grubunda (15.6 ppm) e.max CAD (8.25 ppm) grubuna göre daha fazla iyon salınımı gözlenmiştir. e.max CAD grubundaki salınımın daha az olmasının sebebi olarak Mohsen'in (2011) çıkarımlarına ilaveten e.max Press grubunun partikül boyutunun 3- 6 µm iken e.max CAD grubunun partikül boyutunun 0.2- 1.0 µm olmasına (Ivoclar product information 2014) ve bilgisayar yardımıyla yapılan üretimin daha homojen bir yapı sağlamasına bağlı olduğu düşünülebilir.

Ardlin (2002) 2 farklı renkteki (P0 ve P17) Y-TZP materyalini (Denzir) % 4 'lük asedik asitte yaşlandırdıktan sonra kimyasal yapılarındaki değişimi değerlendirmiştir. Çalışmanın sonucunda bazı grenlerin monoklinik faza geçtiğini ancak yapının tetragonal fazda olduğunu bildirmiştir. Ayrıca toplam çözünmenin PO materyalinde 4 µg/cm^2 ve P17 materyalinde 0 µg/cm^2 olduğunu ve bu miktarların ISO 6872 standartının altında kaldığını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda In-ceram

YZ (7.43 ppm) ve ZirCAD (6.37 ppm) materyalleri asedik asit içerisinde diğer tüm incelenen materyallerden daha az iyon salınımı göstermiştir.

Sato ve Shimada (1985a) zirkonyum esaslı seramiğin yüzeyine su değdiğinde Zr-O-Zr bağının koptuğunu ve Zr-OH oluştuğunu bunun da korozyonla sonuçlandığını belirtmişlerdir. Partikül büyüklüğü arttıkça ve Y_2O_3 içeriği azaldıkça çözünme artmaktadır (Jue ve ark 1991, Li ve Watanabe 1998, Sato ve Shimada 1985 b). Bizim çalışmamızda da In-ceram YZ, ZirCAD'e oranla daha fazla iyon salınımı göstermiştir. Bunun nedeni ZirCAD' deki Y_2O_3 ve Al_2O_3 içeriğinin In-ceram YZ' ye oranla daha fazla olması ve In-ceram YZ' nin içeriğinde bulunan SiO_2 bağının çabuk parçalanması olabilir.

Seromerlerin iyon salınımının ICP-AES ile değerlendirildiği çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Yapılan çalışmalar genellikle artık monomer miktarı ve bunların sitotoksik etkileri üzerine yoğunlaşmıştır (Ferracane 1994, Geurtsen 1998, Söderholm ve Mariotti 1999, Schweikl ve ark 2005). Rezinlerde monomer salınımını etkileyen faktörlerden biri, monomerin büyüklügü ve kimyasal özelligidir (Ferracane 1994, Geurtsen 1998). Küçük molekül ağırlığına sahip bileşikler (TEGDMA, HEMA, MMA) daha mobil olduğundan, büyük molekül ağırlıgına sahip bileşiklere (Bis-GMA, UDMA, BADGE) oranla daha fazla ve daha hızlı miktarda monomer salınımı olmaktadır (Ferracane 1994). Çalışmamızda incelediğimiz seromer materyalleri olan Estenia ve Tescera'nın organik matriksinde EBis-GMA ve UDMA' nın (Tablo 2.1) ortak olarak bulunmasına karşın inorganik içerikleri farklıdır. Estenia' nın Tescera'ya göre daha az iyon salmasının Estenia' nın inorganik doldurucu olarak silanlanmış cam seramik ve iyon salınımını azalttığı bilinen Al (Milleding 1999,2002) içerirken Tescera' nın cam doldurucu ve amorf silika içermesine bağlı olmuş olabilir.

Çalışmamızın diğer bir bulgusu olarak da, distile suda bekletilen kontrol grubu örneklerinde iyon salınımı miktarı diğer bekletme solüsyonlarına göre en düşük düzeyde olmuştur. Bu sonuç distile suyu kontrol grubu olarak kullanan ve diğer bekletme solüsyonlarına göre iyon salınımının daha az olduğunu bulan çalışmaları (Kukiattrakoon ve ark 2010a,2010b) desteklemektedir.

Seramikler genel olarak biyouyumlu olarak kabul edilirler. Çalışmamızda kullandığımız bütün restoratif materyaller üretici firma bilgilerinde kimyasal olarak çözünmediklerini (ISO 6872) ve biyouyumlu olduklarını belgelemişlerdir. Ancak bu konuyla ilgili yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar mevcuttur.

Kukiattrakoon ve ark (2010) yaptıkları çalışmada feldispatik (Vita VMK 95), alümünöz (Vitadur Alpha), yüksek lösit içerikli (IPS Empress Esthetic) ve florapatit içerikli (IPS e.max Ceram) olmak üzere 4 çeşit porselenin iyon salınımlarını farklı solüsyonlarda (sitrat sabitleyici solüsyon, yeşil mango suyu, ananas suyu ve % 4'lük asedik asit, distile su) değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda asidik pH' ya sahip solüsyonlarda bekletilen hiçbir porseleni inert bulmamışlardır. Çalışmalarında inceledikleri porselenlerden salınan iyon miktarları ISO 6872 standartından yüksek bulmuşlardır.

Brackett ve ark (2008) yaptıkları çalışmada 2 CAD-CAM, 3 preslenebilen lityum disilikat ve 2 kompozit materyalinin mitokondrial aktivite üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Lityum disilikat örneklerin kompozitlerden daha az toksik olduğunu ancak lityum disikatların biyolojik olarak inert olmadığını bildirmişlerdir. Sonuçta seramiklerin inert olduğu ve sitotoksik olmadığı tezi reddedilmiştir.

Messer ve ark (2003) 2 feldispatik (Vita Omega ve Duceragold), 2 preslenebilen lityum disilikat (Stylepress ve Empress 2) ve bir preslenebilen lösit içerikli seramiğin (Empress) sitotoksitelerini hücresel mitokondrial dehidrejenaz yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında Na ve K' nın en çabuk salınan elementler olduğu ancak bunların hücresel aktivite üzerine zararlı etkileri olmadığını ifade etmişlerdir. Ancak çalışmanın sonucunda seramikler inert ve biyouyumlu bulunmamıştır.

Çalışmamızda en fazla Na ve K iyonları salınmıştır. Na toksik değildir ancak günlük dozun 2400 mg' ı geçmemesi gerektiği belirtilmiştir (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). Bu değer çalışmamızda en fazla Na salınımı gösteren Tescera grubuna ait değerin (503,079 mg/lt) çok üstündedir. K iyonu da Na iyona benzer şekilde toksik değildir ancak günlük dozun 3500 mg' ı geçmemesi gerektiği belirtilmiştir. Bu değer en fazla K salınımının izlendiği Estenia grubuna ait değerin (268,192 mg/lt) çok üstündedir. Sonuçta çalışmamızda restoratif

materyallerden salınan Na ve K iyonlarının asidik pH' larda toksisite riskinin olmadığını söyleyebiliriz.

Kabul edilebilir günlük doz Al iyonu için 50-1000 mg' dır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). Bu değer restoratif maateryaller içinde en fazla Al salınımına sahip olan InCeram YZ grubunun değeri olan 16,459 mg/lt' nin çok üstündedir. Bu durumda restoratif materyallerden salınan Al' un toksisite riskinin olmadığını söyleyebiliriz.

Boronun kabul edilebilir günlük doz miktarı 3-9 mg' dır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). En fazla B salınımı beyazlatma ajanında bekletilen Vita VM7 (11,205 mg/lt) grubunda ve takiben asedik asitte bekletilen InCeram YZ grubunda (9,667 mg/lt) tespit edilmiştir. Beyazlatma ajanının 14 gün süreyle uygulandığı düşünülürse Vita VM7 için bu miktar kabul edilebilir günlük doz miktarının altına düşmektedir. Ancak 16 saat süreyle uygulanan asedik asitte gözlenen bu sonucun toksisite riski oluşturduğunu söyleyebiliriz.

Kalsiyumun kabul edilebilir günlük doz miktarı 1000 mg' dır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). Bu değer en fazla Ca salınımına sahip olan Tescera grubunun sahip olduğu değerin (110,241 mg/lt) çok üstündedir. Bu durumda benzer şekilde restoratif materyallerden salınan Ca' un toksisite riskinin olmadığını söyleyebiliriz.

Kromun kabul edilebilir günlük doz miktarı 0,05-0,12 mg' dır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). En fazla Cr salınımı beyazlatma ajanında bekletilen InCeram YZ porselen grubunda (0,139 mg/lt) ve takiben Vita VM7 (0,132 mg/lt) grubunda görülmüştür. Beyazlatma ajanının 14 gün süreyle uygulandığı düşünülürse bu değerler kabul edilebilir günlük doz miktarının aşmamaktadır.

Lityum için kabul edilebilir günlük doz miktarı 600-2100 mg' dır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). En yüksek Li salınımı beklenildiği şekilde lityum disilikat içerikli porselen gruplarında gözlenmiştir. Bu değerler KP içinde bekletilen e.max Press için 2,552 mg/lt ve e.max CAD için 0,949 mg/lt' dir. Ağartma ajanının 2 hafta süreyle uygulandığı düşünüldüğünde bu iki değerde kabul edilebilir günlük doz miktarının altındadır.

Magnezyumun kabul edilebilir günlük doz miktarı 350 mg' dır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). Bu değer en fazla Mg salınımına sahip olan e.max Press grubunun göstermiş olduğu 12,388 mg/lt değerinin çok üstündedir. Bu durumda restoratif materyallerden salınan Mg' un toksisite riskinin olmadığını söyleyebiliriz.

Manganez için kabul edilebilir günlük doz miktarı 2.5-5 mg' dır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). Bu değer en fazla Mn salınımının gözlendiği e.max Press grubunun gösterdiği değerin (0,357 mg/lt) çok üstündedir. Bu sonuca göre restoratif materyallerden salınan Mn' nin toksisite riskinin olmadığını söyleyebiliriz.

İnhalasyon ve oral yolla alınan kadmiyumun toksisite aralığı çok geniştir. Minimal risk seviyesi 0,088 mg/m^3 olarak kabul edilmiştir (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). En fazla Cd salınımı Vita VM7 porselenininde (0,01 mg/lt) tespit edilmiştir. Bu durumda çalışmamızdaki restoratif materyallerden salınan Cd' nin toksisite riskinin olmadığını söyleyebiliriz.

Kurşunun minimal risk seviyesiyle ilgili net bir veri bulunmamaktadır. Yetişkinde kan kurşun düzeyi kg /dL olarak 25-60 arasındaysa anemi başlar (Aslan 2014). Çalışmamızda en yüksek Pb seviyesi InCeram YZ grubunun asedik asitteki örneklerinde gözlenmiştir (0,061 mg/lt). Bu değer kg/dL birimine çevrildiğinde $0,061*10^{-5}$ bulunmaktadır ve bu değer oldukça düşüktür.

Bakır için günlük minimal risk seviyesi oral yolla akut alımda 0,01 mg/kg' dır. Kanda % 5-15 arasında bulunan serbest bakır toksisiteye sebep olmaktadır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). Çalışmamızda en yüksek Cu salınımı e.max Press grubunda olmuştur (Beyazlatma ajanı: 3,008 mg/lt, Distile su: 1,706 mg/lt, Asedik asit: 3,075 mg/lt). Diğer restoratif materyal gruplarındaki değerler birbirlerine yakındır ve daha düşüktür. Vita VM7 grubundaki Cu salınımı beyazlatma ajanı için 1,301 mg/lt, distile su için 1,176 mg/lt ve asedik asit için 1.209 mg/lt' dir. Tescera grubundaki değerler ise sırasıyla 1,94 mg/lt, 1,023 mg/lt ve 1,041 mg/lt' dir. Benzer şekilde ZirCAD grubunun değerleri sırasıyla 1,268, 1,181 ve 1,233' tür. Estenia grubunun değerleri ise sırasıyla 1,126 mg/lt, 0,923 mg/lt ve 1,094 mg/lt' dir. Cu'ın minimal risk seviyesi mg/kg olarak verilmiştir. Bu nedenle biz

kandaki serbest Cu için toksisite risk seviyesi olan % 5-15'i göz önüne aldık. Ortalama 70 kg olan bir insanın vücudunda yaklaşık 5,4 lt kan vardır (vücut ağırlığı × 1/13) ve günlük minimal risk seviyesinin 0,7 mg'dır. Yukarıda bahsedilen restoratif materyallerden salınan Cu seviyesi minimal risk seviyesinin aşmaktadır. Bu durumda bakırın toksisite riski oluşturabileceğini söyleyebiliriz.

Demir intoksikasyonunun şiddeti alınan demir miktarına bağlıdır. 20 mg/kg'ın altında toksisite riski düşüktür, 20-40 mg/kg arasında orta derecede toksisite riski vardır, 60 mg/kg'ın üzerindeki dozlar yüksek risklidir (Özgül ve ark 2011). Çalışmamızda en yüksek Fe salınımı değeri beyazlatma ajanına maruz bırakılan Vita VM7 grubunda (6.415 mg/lt) olmuştur. Bu grubu beyazlatma ajanında bekletilen e.max CAD (6.114 mg/lt) ve yine beyalatma ajanında bırakılan Estenia (6.054 mg/lt) grubları izlemiştir. InCeram YZ grubunda Fe salınımı en yüksek beyazlatma ajanında bulunmuştur (5.449 mg/lt). InCeram YZ grubunu sırasıyla asedik asitte bekletilen e.max Press (5.024 mg/l) ve ZirCAD (4.793 mg/lt) grubları ile beyazlatma ajanında bekletilen Tescera (4.022) örnekler izlemiştir. Minimal risk seviyesi mg/kg olarak verilmiş olan Fe iyonunun toksisite riski Cu iyonundaki gibi hesaplanmıştır. 70 kg olan bir insanın günlük minimal risk seviyesinin 2800 mg olduğunu ve vücudunda yaklaşık 5,4 lt kan (ağırlığın 1/13'ü) var sayarsak bu değerlerin toksisite riski oluşturamayacağını söyleyebiliriz.

Hidrojen sülfitin oral yolla alımı için minimal risk seviyesi ve toksisite risk sınırı için bir bilgi bulunmamaktadır. Çalışmamızdaki kükürt değerleri diğer çoğu iyona göre yüksek olmakla birlikte toksisite ihtimali açısından bir bilgi vermemektedir. Bu iyonla ilgili çalışma sonuçlarımızın in vivo testlerle desteklenmesi gerekmektedir

İnsanlarda molibdenin yaratacağı akut zehirlenme için gerekli doz çok yüksek olduğundan olası değildir (Aslan 2014). Bizim çalışmamızda da en yüksek değer e.max Press grubunda bulunmuştur (0,26 ppm) ancak bu değerin toksisite riski yoktur.

İnsan tükürüğündeki nikel miktarı 0,8-4,5 mg/100 ml arasında değişmektedir (Kansu 1991, Özen 2001). Bizim çalışmamızda en yüksek Ni değeri e.max Press grubunun beyazlatma ajanı içinde bekletilen örneklerinde gözlenmiştir (0,445 mg/lt).

Bu değer insan tükürüğündeki Ni miktarından daha düşüktür. Bu sonuca göre restoratif materyallerden salınan Ni' nin toksisite riskinin olmadığını söyleyebiliriz.

Kobalt için minimal risk seviyesi oral yolla alımlarda 0,01 mg/kg/g' dır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). Bizim çalışmamızda en yüksek Co değeri Vita VM7 grubunda bulunmuştur. Hem beyazlatma ajanında bekleyen örneklerde hem de asedik asitte bekleyen örneklerde aynı sonuç alınmıştır (0,018 mg/lt). Fe ve Cu iyonları için kullanılan hesaplamayla aynı şekilde değerlendirildiğinde ortalama 70 kg olan bir insan için bu sonuçlar minimal risk seviyesinin altında kalmaktadır.

Çinkonun kabul edilebilir günlük doz miktarı fosfat formu için 8-11 mg' dır. Minimal risk seviyesi günlük 0,3 mg/kg' dır (Agency for Toxic Substances and Disease Registry 2013). 25 mg' ın üzerindeki dozlar anemiye ve bakır eksikliğine yol açabilir. Bizim çalışmamızda en yüksek Zn değeri asedik asitte ve bayazlatma ajanında bekletilen InCeram YZ örneklerde bulunmuştur (1,62, 1,442 mg/lt). Yine yukarıdaki hesaplamaya benzer şekilde 70 kg bir insan için günlük minimal risk seviyesinin 21 mg olduğunu ve çalışmamızda test edilen restoratif materyallerden salınan Zn miktarlarının bu seviyesinin altında kaldığını söyleyebiliriz.

Diğer in vitro çalışmalar gibi bu çalışma da ağız ortamını tam olarak taklit edememektedir. Çalışmada kişinin çiğneme alışkanlıklarına bağlı olarak materyaller üzerinde gelişebilecek atrizyon etkileri göz ardı edilmiştir. Ayrıca ağız ortamındaki tükrük ve salyanın, ağartma ajanı ve asedik asit karşısındaki nötralize edici etkileri de dikkate alınmamıştır. Yine ağızda olası ısı ve pH değişiklikleri de taklit edilememiştir. Çalışmanın bu limitasyonları nedeniyle ağız ortamını daha iyi taklit edebilecek ileriki bir çalışma ile desteklenmesinde fayda vardır. Ayrıca sonraki çalışmalarda, farklı yoğunluktaki ev tipi ağartma ajanlarının kullanılması, uygulama sürelerini karşılaştırılması, ofis tipi ağartma ajanlarının kullanılması ile yapılan ağartma işlemleri planlanabilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Karbamid peroksit ağartma ajanı, asedik asit ve distile su (kontrol) içerisinde bekletilen restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve iyon salınımlarının karşılaştırıldığı bu in vitro çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Bekletme sıvıları uygulandıktan sonra bütün restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinde artış gözlenmiştir. En fazla değişim asedik asitte bekletilen restoratif materyallerde olmuştur. Bu grubu % 17'lik karbamid peroksit ve distile su grupları izlemiştir. Ancak iki grup arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmamıştır.

2. Restoratif materyaller içinde en yüksek pürüzlülük asedik asitte bekletilen Tescera grubunda, en düşük pürüzlülük distile suda bekletilen InCeram YZ örneklerde gözlenmiştir.

3. İncelenen restoratif materyaller en fazla iyon salınımını karbamid peroksit bekletme sıvısında göstermiştir.. Asedik asit ve distile su bu grubu izlemiştir. Bu iki grup arasında istatististiksel olarak bir fark bulunmamıştır.

4. Restoratif materyaller arasında en fazla iyon salınımı karbamid peroksit içerisinde bekletilen Tescera grubunda, en az iyon salınımı da distile su içerisinde bekletilen ZirCAD materyalinde kaydedilmiştir.

5. Bekletme sıvılarına bakılmaksızın değerlendirildiğinde restoratif materyallerden en fazla sodyum, en az kadminyum iyonu salınmıştır.

6. Ağartma işlemi sırasında ağızda mevcut olan restorasyonlarda meydana gelebilecek yüzey pürüzlülüğü, iyon salınımı ve bunların oluşturabileceği zararlı etkilerden kaçınmak için ağartma işlemi sırasında mevcut restoratif materyaller korunmalıdır.

6. ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Karbamid Peroksitin Farklı Seramik Sistemlerindeki İyon Salınımlarına ve Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi

Işıl KARAOKUTAN
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2014

Bu çalışmada üç farklı bekletme solüsyonu kullanılarak 7 farklı restoratif materyalinin iyon salınımlarının ve yüzey pürüzlülüklerinin in vitro olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Porselen materyali olarak bir düşük ısı porseleni (Vita VM7), iki lityum disilikat içeren porselen (IPS e.max CAD ve IPS e.max Press), iki zirkonyum altyapı materyali (IPS e.max ZirCAD ve Vita In-Ceram YZ for InLab) ve iki seromer (Estenia ve Tescera) kullanılmıştır. Bekletme solüsyonu olarak % 17 karbamid peroksit içeren VOCO Perfect Bleach ağartma jeli (pH=6) 14 gün boyunca günde 2 saat, ISO 6872' ye uygun olarak % 4' lük asedik asit (pH=2.4) 80º C 'de 16 saat ve kontrol grubu olarak distile su (pH=7) 37º C'de 16 saat uygulanmıştır. Çalışmada kullanılan örnekler 10 mm çapında, 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Her grupta 70 adet olmak üzere 3 ana grup oluşturulmuştur. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri solüsyonlarda bekletme öncesi ve sonrasında, iyon salınımı ölçümleri solüsyonlarda bekletme sonrasında yapılmıştır. İyon salınımının değerlendirilmesinde ICP-AES cihazı, yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için profilometre cihazı kullanılmıştır.

İstatistiksel analizler SPSS 17.0 paket programı kullanılarak Windovs ortamında gerçekleştirildi. Pürüzlülük değeri sonuçları 2 yönlü varyans analizi ile, iyon salınımı sonuçları tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD testi ile değerlendirildi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı.

Çalışmanın sonucunda; bekletme solüsyonları bütün restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır. Beyazlatma ajanı ve distile su restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı değişikliğe yol açmazken asedik asit IPS e.max press, IPS e.max CAD, Tescera, Estenia ve Vita VM7 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı derecede artışa yol açmıştır. İyon salınımı sonuçları değerlendirildiğinde en fazla iyon salınımı Tescera grubunda, en az iyon salınımı e.max ZirCAD grubunda bulunmuştur. En fazla iyon salınımının olduğu bekletme solüsyonu ağartma ajanı iken en az iyon salınımın olduğu bekletme solüsyonu distile su olmuştur. Salınan iyon miktarları değerlendirildiğinde en fazla salınan iyon sodyum, en az salınan iyon kadminyum olmuştur. Ağartma işlemi sonrası meydana gelebilecek iyon salınımı ve yüzey pürüzlülüğü değişikliklerinden kaçınmak için ağartma işlemi sırasında ağızda mevcut restorasyonlar korunmalıdır.

Anahtar Sözcükler: Ağartma; iyon salınımı; porselen; seromer; yüzey pürüzlülüğü

7. SUMMARY

Evaluation of the Effect of Carbamide Peroxide on Ion Eluation and Surface Roughness of Different Ceramic Systems

The aim of this in vitro study is to evaluate the ion eluation and surface roughness of seven different restorative materials after exposure to three different storage solutions.

Seven porcelain materials were selected: a low fusing porcelain (Vita VM7); two lithium disilicate glass ceramics (IPS e.max Press and IPS e.max CAD); two zirconium substructure materials (IPS e.max ZirCAD and Vita In-Ceram YZ for InLab); and two ceromers (Estenia and Tescera). The three storage solutions chosen were: 17 % carbamide peroxide VOCO Perfect Bleach (pH=6) for two hours a day for 14 days, as a bleaching agent; 4% acetic acid (pH=2.4) at 80° C for 16 hours ; and distilled water (pH=7) at 37° C for 16 hours . Three experimental groups were fabricated, each containing 70 specimens with a diameter of 10 mm and a thickness of 2 mm. Surface roughness measurements were performed with a profilometer before and after immersion in solutions, while ion eluation measurements were performed by inductively coupled plasma atomic emission spectroscopy (ICP-AES) after immersion in solutions.

Statistical analyses were performed with SPSS 17.0 in the Windows environment. Surface roughness results were evaluated by two-way ANOVA test, while ion eluation results were evaluated by one-way ANOVA and Tukey's HSD tests. The statistically meaningful level was accepted as $p < 0.05$.

The study showed that all immersion solutions increased the surface roughness values of all the restorative materials. Bleaching agent and distilled water did not cause significant differences with any restorative materials. Significant changes were observed in the IPS e.max Press, IPS e.max CAD, Tescera, and Estenia specimens in acetic acid solution. The greatest ion eluation was observed in the Tescera group, while the least ion eluation was observed in e.max ZirCAD group. The greatest ion eluation was found in carbamide peroxide immersion solution and the least ion eluation was found in distilled water. When released quantities of ions were evaluated, sodium was the most released ion and cadminum was the least released ion. Restorations should be protected before bleaching for fear of roughness and ion eluation.

Key words: Bleaching; ceromer; ion eluation; porcelain; surface roughness

8. KAYNAKLAR

1. Abu-Eittah MR, Mandour MH. In vitro study of the effect of three hydrogen peroxide con centrations on the corrosion behavior and surface topography of alumina-reinforced dental ceramic. J Prosthodont. 2011;20:541–52.
2. Add M, Moran J. Mechanism of stain formation on teeth, in particular associated with metal ions and antiseptics. Adv Dent Res. 1995;9:450-6.
3. Adoro-Vectris Scientific Doc.Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Service Benderersträsse 2 FL - 9494 Schaan Liechtenstein, 2003.
4. Agency for Toxic Substances and Disease Registry. Minimal Risk Levels (MRLs) for Hazardous Substances. Atlanta, GA: U.S. Department of Health and Human Service. Available at: http://www.atsdr.cdc.gov/mrls/mrls_list.html; 2013 [Date accessed 04.01.2014].
5. Akın E. Diş hekimliğinde porselen, 3. baskı, İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi. 1999: 11-8.
6. Akgüngör G, Sen D, Aydin M. Influence of different surface treat-ments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. J Prosthet Dent. 2008;99:388-99.
7. Alaçam T. Endodonti. 2. Baskı, Ankara: Şafak Matbaacılık San. Tic. Ltd. Şti. Bölüm 23, 2000.
8. Albers HF. Lightening naturel teeth. ADEPT Report. 1991;2:1-24.
9. Albakry M, Guazzato M, Swaın MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2003;31:181-8.
10. Al Mutawa NI, Sato T, ShiozawaI et al A study of the bond strength and color of ultra low fusing porcelain. Int J Prosthodont. 2000;13:159-65.
11. Altıntaş S. Farklı rezin simanların artık monomer salınımının ın vitro şartlarda incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Konya, 2007.
12. Al-wahadni AM, Martın DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. J. Oral Rehabil. 1999;26:538-46.
13. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res. 1992;6:82-9
14. Anusavice KJ. Recent Developments in Restorative Dental Ceramics. J Am Dent Assoc. 1993;124: 72-84.
15. Anusavice K J. Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis: Saunders, 2003; 13- 21.
16. Ardlin, B.I. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater. 2002; 18: 590-5.
17. Aslan 2014. Available from URL: http://www.biyotip.com/images/File/e.pdf
18. Aslantaş N. Demir, bakır, krom, nikel ve stronsiyumun sulu çözeltilerde aktif karbonla kompleksleştiriciler varlığında zenginleştirilmesi, giderilmesi ve ICP-OES ile tayini. Ankara, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi. Mayıs 2007.
19. Atabek D, Sıllelıoglu H, Ölmez, A. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. Oper. Dent. 2010: 35(3); 362-9.
20. Ateş İG. Temel metal alaşımı ve alaşımlardan salınan elementlerin hücre metabolizması üzerine etkisi. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri enstitüsü. Doktora Tezi. Ankara, 2007.
21. Auschill TM, Hellwig E, Schmidale S, Sculean A, Arweiler NB. Efficacy, side-effects and patients' acceptance of different bleaching techniques. Oper. Dent. 2005; 30(2): 156-63.
22. Bailey SJ, Swift Jr EJ. Effects of home bleaching products on composite resins. Quintessence Int. 1992; 23: 489-94.
23. Barlow A, Gerlach RW, Date RF. Clinical response of two brush-applied whitening systems. J Clin Dent. 2003; 14(3): 59-63.
24. Bergman, M. Corrosion in the oral cavity-potential local and systemic effects. Int. Dent. J. 1986: 36; 41-4.
25. Bindl A, Mörmann H Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 2005; 32: 441-7.
26. Blankenau R, Goldstein RE, Haywood VB. The current status of vital tooth whitening techniques, Compent Contin Educ Dent. 1998; 20(8): 781-94.
27. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2003; 89:268-74.
28. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. Eur. J. Orthod. 1998; 20: 79–92.

29. Brackett MG, Lockwooda PE, Messera RLW, Lewisa JB, Bouillaguetb S, Watahaa JC. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. Dent Mater. 2008; 24: 450-6.
30. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA.. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. J. Prosthet. Dent. 1990; 64: 631–5.
31. Butler CJ, Masri R, Driscoll CF, Thompson GA, Runyan DA, Von Fraunhofer JA. Effect of fluoride and 10% carbamide peroxide on the surface roughness of low-fusing and ultra low–fusing porcelain. J Prost Dent. 2004; 92(6): 179-83.
32. Caughman WF, Frazier KB, Haywood VB. Carbamide peroxide whitening of nonvital single discolored teeth: Case reports. Quintessence Int. 1999;30:155-61.
33. Canpolat C. Farklı iki seromer materyalinden yapılmıs inleylerin farklı iki rezin simanla yapıstırılması sonucu ortaya çıkan kenar uyumu ve kenar sızıntısının incelenmesi. M.Ü. Saglık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, 2001.
34. Cantürk M. TÜBITAK Bilim ve Teknik dergisi 2002 (www.biltek.tubitak.gov.tr/merak ettikleriniz).
35. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. J Dent. 2009; 37:891-97.
36. Cehreli ZC, Yazici R, Garcia-Godoy F. Effect of home-use bleaching gels on fluoride releasing restorative materials. Oper Dent 2003;28:605-9.
37. Ceylan Ö. Farklı Kor Seramiklerin Işık Geçirgenliğinin İncelenmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Konya, 2008.
38. Chapman SK. Working with a scanning electron microscope, Lodegemark Pres Chisle hurst. 1986.
39. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. Oper Dent. 1998a;23:250-7
40. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. J Dent. 1998 b;26:53-8.
41. Cimilli HZ. Karbamit peroksit içerikli farklı beyazlatma ajanların diş dokusu üzerine etkilerinin in vitro ve in vivo yöntemlerle incelenmesi, İstanbul. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi. İstanbul, 1997.
42. Council on dental therapeutics. Guidelines for the acceptance of preoxide-containing oral hygiene products. J Am Dent Assoc. 1994; 125: 1140-2.
43. Cowan AJ, Wilson NH, Wilson MA and Watts DC The application of ESEM in dental materials research, J Den. 1996; 24(5): 375-7.
44. Craig R. Restorative Dental Materials, 8th Edition , The CV Mosby Company, Chapter 17.1989.
45. Craig RG. Restorative Dental Materials. 10th ed. St Louis, Mosby Company, 1997; 467-83.
46. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook DS. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Tokyo. Quintessence Pub Co Inc. 1994; 241-91.
47. Croll TP, Enamel Microabrasion: The Tecnique. Quintessence Int. 1989; 20: 395-400.
48. Çökük N. Çeşitli fullseramik sistemlerde yüzey pürüzlülüğünün ve polisaj metotlarının bakteri adezyonuna etkisinin incelenmesini. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Konya, 2007.
49. De A Silva MF, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholod J, Da Silva Junior JG, Pretty IA, Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. Dent Mater. 2006; 22: 919-24
50. De Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. Dent Mater. 2000; 16: 381-8.
51. Demirhanoglu ST, Sahin E. Effects of topical fluorides and citric acid on overglazed and autoglazed porcelain surfaces. Int J Prosthodont. 1992;5(5):434-40.
52. Denry IL. Recent Advances in Ceramics for Dentistry, Crit Rev Oral Biol Med. 1996; 7(2): 134-43.
53. Denry I and Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008; 24(3): 299-307.
54. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont. 2001;13:131-5.
55. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. Quintessence Int. 1994;25:659-74.
56. Dilber E. Farklı yüzey işlemlerinin mine ve dentinin mineral içeriğine ve bağlantısına olan etkisi. T.C. Selçuk Üniversitesi sağlık bilimleri enstitüsü, 2012.
57. Douglas RDF.: Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. J Prosthet Dent. 2000;83:166-70.

58. Dunn JR. Dentist-prescribed home bleaching: current status. Compend Contin Educ Dent. 1998; 19(8): 760-64.
59. Durkan M. Self adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seromerlerin dentin yüzeyine bağlantısının incelenmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora tezi, İstanbul, 2007.
60. Efeoglu N, Wood D, Efeoglu C. Microcomputerised tomography evaluation of %10 carbamide peroxide applied to enamel. J Dent. 2005; 33: 561-67.
61. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Factors Affecting the mechanical behavior of Y-TZP. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.05.013
62. Esquivel-Upshaw JF, Dieng AE, Clark D, Neal and K.J Anusavice. Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. J Dent Res. 2013 May;92(5):467-71.
63. Ergün G. Restoratif kompozitlerin farklı ışık kaynakları kullanarak cam fiberle güçlendirilmiş kompozit materyaline bağlantı dirençlerinin incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi. Samsun, 2005.
64. Ersu B, Yuzugullu B, Yazici AR, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. J Dent. 2009; 37:848-56.
65. Faunce F. Management of discolored teeth. Dental Clin North Amer. 1983;27:657-69.
66. Fayle SA, Pollard MA. Congenital erythropoietic porphyria-oral manifestations and dental treatment in childhood: a case report. Quintessence Int. 19994;25(8):551-54.
67. Feinman RA, Goldstein RE, Garber DA. Bleaching teeth, Quintessence, Chicago. 1987.
68. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. J Oral Rehabil. 1994:21; 441-52.
69. Ferro KJ, Myers ML, Graser GN. Fracture strength of full-contoured ceramic crowns and porcelain-veneered crowns of ceramic copings. J Prosthet Dent. 1994;71:462-67.
70. Fischer H, Schäfer M, Marx R. Effect of Surface Roughness on Flexural Strength of Veneer Ceramics. J Dent Res. 2003 ;82(12):972-75.
71. Gerlach RW, Baker ML. Clinical response of three direct-to-consumer whitening products: strips, paint-on gel and dentifrice. Compend Contin Educ Dent. 2003; 24(6): 458-66.
72. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. Eur J Oral Sci. 1998: 106; 687-95.
73. Giardano RA. Dental ceramic restorative systems. Compend Contin Edu Dent. 1996;17:779-94.
74. Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael J. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. 3rd Edition. USA, Springer, 2003; 297.
75. Greenwall L. Bleaching techniques in restorative dentistry-an illustrated guide, London, Martin Dunitz Ltd. 2001.
76. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater. 2004;20:449-56.
77. Gurbuz A, Ozkan P, Yilmaz K, Yilmaz B, Durkan R. Effect of At-Home Whitening Strips on the Surface Roughness and Color of a Composite and an Ormocer Restorative Material. J Prosthodont 2013;22(1):69-73
78. Gür E. Tam seramik materyalleri ile rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Konya, 2006.
79. Güven, O. Ağız Hastalıkları ve Cerrahisinde İmmünoloji. Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara, 1995;5-10.
80. Hall DA. Should etching be performed as a part of a vital bleaching technique? Quintessence. Int. 1991; 22. 679.
81. Hanks CT, Wataha JC, Sun Z. In vitro models of biocompatibility: A review. Dent Mater. 1996: 12: 186-93.
82. Hattab FN, Quideimat MA, Al-Rima HS. Dental Discoloration: An Overwiev. J Esthet Dent. 1999; 11: 291-310.
83. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T and Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. Dent Mater. 1992; 8: 238-40.
84. Haywood VB, Heyman HO. Nightguard Vital bleaching. Quint Int. 1989; 20: 173-76.
85. Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching: how safe is it? Quintessence Int. 1991; 22: 515-23.
86. Haywood VB, History, safety and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. Quintessence Int. 1992; 23: 471-88.

87. Haywood VB. The Food and Drug Administration and its influence on bleaching. Curr Opin Cosmet Dent. 1993; 12-18.
88. Heintze SD. Bridges made of all ceramic material (IPS Empress 2), indication, clinical aspects, prognosis, Ivoclar,-Vivadent-Report. 1998;12.
89. Heymann HO. Additional conservative esthetic procedures. In: Sturdevart' s, The Art and Science of Operative Dentistry. Robenson TM, Heymann HO, Swift EJ, Eds. 4th Ed. Missouri: Mosby Inc. 2002; 591- 650.
90. Holand W. Materials science Fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report. 1998;12.
91. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. J Biomed Mater Res. 2000; 53: 297-303.
92. Hybrid Ceramics Estenia Scientific Doc. Kuraray, Okayama, Japan. 1999.
93. IPS Empress System. Scientific documantations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent, 2013.
94. ISO 6872 International Organization for Standardization. 2012
95. Ivoclar Vivadent, IPS Empress System-the original. Scientific Documentation. 2013.
96. Ivoclar Vivadent, Product Information (2014) The compatible all-ceramic system, Research & Development Scientific Services
97. Jakovac M, Zivko-Babic´ J, Curkovic´ L, Aurer A. Measurement of ion elution from dental ceramics. Journal of the European Ceramic Society 2006; 26: 1695–700.
98. Jefferies, S. R. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. Dent. Clin. North Am, 1998; 42: 613–27.
99. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics, Saunders, Philadelphia. 1971.
100. Josephine F, Esquivel U, Henry Y, Jack J, Mark Y, Kenneth JA, In Vivo Wear of Enamel by a Lithia Disilicate–Based Core Ceramic Used for Posterior Fixed Partial Dentures: First-Year Results. Int J Prosthodont. 2006;19:391–96.
101. Jue J, Chen J, Virkar A. Low-temperature aging of t0-zirconia: the role of microstructure on phase stability. J Am Ceram Soc. 1991;74:1811–20.
102. Kakaboura A, Fragoulı M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. J. Mater Sci Mater Med. 2007; 18(1): 155-63.
103. Kansu, G. Ağızda Kullanılan Metal Alaşımların Biyolojik Uyumluluklarının Toksik ve Allerjenik Potansiyeller Yönünden Değerlendirilmesi, Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara,1991.
104. Kara B. Ağartma ajanlarının, seromer ve porselenlerin renk stabilitesi ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. Doktora Tezi, S.Ü. Saglık Bilimleri Enstitüsü. Konya, 2010.
105. Kara B, Aykent F, Öztürk B. Ağartma ajanlarının, seromer ve porselenlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. SÜ Dişhek Fak Derg. 2010;19:197-203.
106. Kara Ö. Farklı seramik inleylerin dentine bağlanma dayanımlarındayüzey işlemlerinin etkisi, Doktora Tezi, S.Ü. Saglık Bilimleri Enstitüsü. Konya, 2013.
107. Kedici PS. Tam seramikler, TDB Derg. 2002:71:78-80.
108. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. J Prosthet Dent. 1996;75:18-32.
109. Kılıçturgay K. İmmünolojiye Giriş. Bursa: Güneş Kitabevi. 1994: 35-66.
110. Kihn PW. Vital tooth whitening. Dental Clin North Amer. 2007; 51(2): 319-31.
111. Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U. The Effect of Acidic Agents on Surface Roughness of Dental Ceramics. Dent Res J (Isfahan). 2010a Winter; 8(1): 6-15.
112. Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U. The effect of acidic agents on surface ion leaching and surface characteristics of dental porcelains. J Prosthet Dent. 2010b;103:148-62.
113. Kümbüloğlu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S and Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. J Oral Rehabil. 2005;32:128-33.
114. Kvam K, Karlsson S. Solubility and strength of zirconia based dental materials after artificial aging. J Prosthet Dent. 2013;110:281-87.
115. Ledoux WR, Malloy RB, Hurst RVV. Structural eefects of bleaching on tetracycline-stained vital rat teeth. J Prosthet Dent. 1985; 54:173-76.
116. Leonard RH. Efficacy, side effects and patient perception of night guard vital bleaching. Compend Contin Educ Dent. 1998; 19(8): 766-81.
117. Lewinstein I, Hirschfeld Z, Stabholz A, Rotstein I. Effect of hidrogen peroxide and sodium perborate on the microhardness of human enamel and dentin. J Endod. 1994; 20: 61-3.

118. Li J, Watanabe R. Phase transformation in Y2O3-partially-stabilized ZrO2 polycrystals of various grain sizes during low-temperature aging in water. J Am Ceram Soc. 1998;81:2687–91.
119. Link J. Discolaration of the teeth in alkaptonuria and Parkinsonism, chronicle omaha. Dist Dent Soc. 1973;36(5):130.
120. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samso J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. Int. J. Prosthodont. 2003; 16: 74–7.
121. McCabe JF. Applied Dental Materials. Seventh ed., Mass Publishing Co, Egypt. 1994.
122. McLaren EA. All-Ceramic Alternatives to Conventional Metal Ceramic Restorations, Compend Contin Educ Dent. 1998; 19: 307-26.
123. Mc Lean J W and Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century, J Prosthet Dent. 2001; 85: 61-66.
124. Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 2nd Edition. 1979:21-44
125. McLean JW. Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century. J Prosthet Dent. 2001; 85: 61-66.
126. Messer RLW, Lockwood PE, Wataha JC, Lewis JB, Norris S, Bouillaguet S. In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. J Prosthet Dent. 2003; 90: 452-8.
127. Milleding P, Wennerberg A, Alaeddin S, Karlsson S, Simon E. Surface corrosion of dental ceramics in vitro. Biomaterials. 1999; 20: 733-46.
128. Milleding P, Karlsson S, Nyborg L. On the surface elemental composition of non-corroded and corroded dental ceramic materials in vitro. J Mater Sci Mater Med. 2003 Jun;14(6):557-66.
129. Milleding P, Haraldsson C, Karlsson S. Ion leaching from dental ceramics during static in vitro corrosion testing. J Biomed Mater Res. 2002; 61: 541-50.
130. Milleding P, Karlsson S. On the surface elemental composition of non-corroded and corroded dental ceramics in vitro. Journal of materials science: Materials in medicine. 2003; 14: 557-66.
131. Mohsen C. Corrosion effect on the flexural strength & micro-hardness of ips e-max ceramics. Open Journal of Stomatology 2011;1: 29-35.
132. Moraes RR, Marimon JLM, Schneider LFC, CorrerSobrinho L, Camacho GB, Bueno M. Carbamide peroxide bleaching agents: effects on surface roughness of enamel, composite and porcelain Clin Oral Invest. 2006; 10: 23–28.
133. Mörmann WH. State of the Art of CAD/CAM Restorations 20 Years of CEREC.Quintessence Publishing Co. Ltd. 2006.
134. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure paramaters of IPS Empress porcelain. Int J Prosthodont. 1994;7:549-53.
135. Nakamura T, Saito O, Ko T, Maruyama T. The effects of polishing and bleaching on the colour of discoloured teeth in vivo. J Oral Rehabil. 2001; 28: 1080-84.
136. National Research Council (U.S.). Recommended dietary allowance, 10th ed. Washington,DC: National Academy Press. Available at: http://www.nap.edu/openbook.php?record_idZ1349; 1989 [Date accessed 04.01.2014].
137. Naylor P. Introduction to metal ceramic technology, Quintessence Pub Co Inc. Carol Stream, Illinois.1992.
138. Nergiz I, Schmage P, Hermann W, Mutlu Ö. Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strenght of metal brackets Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 125:42-50.
139. Nikiforuk G, Fraser D. The etiology of enamel hypoplasia: a unifying concept. J Pediatr. 1981;98(6):888-93.
140. Nishiyama, M., Takamisawa, M., Ohashi, M.: A study of dental porcelain solubility – dissolving of component elements and resultant surface roughness and abrasion. J Nihon Univ Sch Dent. 1983;25:262-76.
141. O'Brien W J. Dental materials and their selection, Quintessence Pub Co Inc 3d Edition. 2002.
142. Oktay EK. Farklı vital beyazlatma sistemlerinin diş rengi üzerine etkilerinin klinik olarak karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Ankara, 2006.
143. Ourique SAM, Arrais CAG, Ota-Tsuzuki ACC, Rodrigues JA. Effects of different concentrations of carbamide peroxide and bleaching periods on the roughness of dental ceramics. Braz Oral Res. 2011 Sep-Oct;25(5):453-8.

144. Özen, J. Sabit Protetik Restorasyon Materyallerinin Periodontal Dokular Üzerine Olan Etkilerinin İmmünolojik Yönden İncelenmesi. Doktora Tezi. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Bilimleri Merkezi. Ankara, 2001.
145. Özgül U, Erdoğan MA, Gedik E, Ucar M, Aydoğan MS, Toğal T. Akut Demir Zehirlenmesine Yaklaşım: Olgu Sunumu Türk Yoğun Bakım Derneği Dergisi / Journal of the Turkish Society of Intensive Care. 2011;9: 107-9.
146. Özgüneş GA. Farklı cad/cam sistemleriyle hazırlanan kuron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. İstanbul, 2008.
147. Patterson, CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra fine diamond burs. The J Prosthet Dent. 1992; 68: 402- 06.
148. Paul A, Zaman MS. J Mater Sci. 1978;13:1399.
149. Pearson D. The chemical analysis of foods, 7th. ed. 1-450, London, Churchill, Livingstone. 1976; 1-476.
150. Priscilla MC. "Beta-Hydroxy-Beta-Methylbutyrate (HMB)", Sports Science, Exchange . Nutritional Supplements for Weight Gain. 1998;11:1.
151. Polydorou O, Hellwig E, Auschill TM. The effect of different bleaching agents on the surface texture of restorative materials. Oper dent. 2006; 31(4): 473-80.
152. Potocnik I, Koseck L, Gaspersic D. Effect of %10 carbamide peroxide bleaching gel on enamel microhardness, microstructure and mineral content. J Endod. 2000; 26: 203-6.
153. Powers JM, Sakaguchı RL. Craig‟s restorative. Dent Mater. 2006:18.
154. Qualtrough AJE and Piddock V. Recent Advances in Ceramic Materials and Systems for Dental Restorations, Dent Update. 1999; 26: 65-72.
155. Qualtrough AJE and Piddock V. Dental Ceramics: What's New? Dent Update. 2002; 29: 25-33.
156. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. Dent Mater. 2003; 19: 603-11.
157. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature, J Prosthet Dent: 2004; 92, 557-62.
158. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Biliot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study, J Prosthet Dent. 2006;96: 237-44.
159. Risito, C., Luthy, H., Loffel, O., Scharer, P.: Chemische Loslichkeit und Festigkeit von niedrigschmelzenden Dentalporzellanen. Chemical solubility and strength of low fusing dental ceramics. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1995;105: 611-16.
160. Rosenblum MR, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128:297-307.
161. Rosenstiel SF, Gegauff AG, Johnson WM. Duration of tooth color change after bleaching. J Am Dent Assoc. 1991; 122(4): 54-9.
162. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. Mosby Elseiver. 4. Basım. 2006;746.
163. Rotstein I, Lewinstein I, Zuwabi O, Stabholz A, Friedman M. Effect of cervical coating of ethyl cellulose polymer and metacrylic acid copolymer on the radicular penetration of hydrogen peroxide during bleaching. Endod Dent Traumatol. 1992; 8: 202-5.
164. Sakaguchi, R.L.ve Powers, J.M. Craig's Restorative Dental Materials 12th Ed. Philadelphia, PA: Mosby Elsevier.2006.
165. Sagel PA, Odioso LL, McMillan DA. Vital tooth whitening with a novel hydrogen peroxide strip system: design kinetics and clinical response. Compend Contin Educ Dent. 2000; 21 (suppl. 29): 10-15.
166. Saraçoğlu A, Cura C, Çötert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. J Oral Rehabil. 2004;31:790-7.
167. Sarıdağ S. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Konya, 2007.
168. Sarıkaya IB. Farklı Porselen Materyallerinde Polisaj Tekniklerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. Ondokuz Mayız Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Samsun, 2007.
169. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO2 polycrystals by annealing in water. J Am Ceram Soc 1985a;68:356–9.
170. Sato T, Shimada M. Control of the tetragonal to monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. J Mater Sci. 1985b;20:3988–92.

171. Schafer, R., Kappert, H.F.: Die chemische Loslichkeit von Dentalkeramiken. The chemical solubility of dental ceramics. Dtsch Zahnarztl Z 1993;48: 625-8.
172. Schemehorn B, Gonzalez-Cabezas C, Joiner A. A SEM evaluation of a 6% hydrogen peroxide tooth whitening gel on dental materials in vitro. J Dent. 2004; 32(Suppl 1): 35-39.
173. Schmalz, G. Agar overlay method. Int. Endod. J. 1988: 21; 59-66.
174. Schmalz, G. Use of cell cultures for toxicity testing of dental materials- avantages and limitations. J Dent Suppl. 1994: 22; 6-11.
175. Schweikl H, Hiller KA, Bolay C, Kreissl M, Kreismann W, Nusser A and et al. Cytotoxic and mutagenic effects of Dental composite materials. Biomaterials. 2005: 26; 1713- 9.
176. Schwickerath, H.: Dauerfestigkeit von Keramik. [Fatigue resistance of ceramics] Dtsch Zahnarztl Z 1986;41: 264–6.
177. Selare R. Heredity opaleseent dentine (dentinogenesis imperfecta). Br Oent J. 1984;84:164-66.
178. Shinkai K, Suguru W, Suzuki S, Katoh Y. The effect of tooth bleaching on the bond strength of an experimental primer to enamel. Odontology 2007; 95; 38-43.
179. Sikalidis C. Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment.Intech yayınevi. 2011 Chapter 15; 366. ISBN 978-953-307-350-7
180. Skoog DA, Holler FJ, Nieman TA. Principles of Instrumental Analysis. In: Kılıc E, Koseoglu F, ed. Enstrümantal analiz ilkeleri. 5th. ed. Ankara, Bilim Yayıncılık, 1998, p.15-18, 201- 30.
181. Smith, D.C. Biocompatibility of Dental Materials. Vol IV. Florida: Boca Raton Crc.1982.
182. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. Int J Prosthodont. 1991;4:17-23.
183. Söderholm KJ and Mariotti A (1999) BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe?. J Am Dent Assoc. 1999: 130; 201- 9.
184. Steiner DR, West JD. A method to determine the location and shape of an intracronal bleach barrier. J Endod 1994; 20(6): 304-6.
185. Sturdevant CM, Robertson TM, Heymann HO, Sturdevent JR. The art and science of operative dentistry. St. Louis, Mosby, 1995; 373-88.
186. Sulieman M. An overview of tooth discoloration: extrinsic, intrinsic and internalized stains. Dent Update. 2005; 32(8): 463-71.
187. Sunderman W, Hopfer S, Crisostoma C. Nickel Analysis by Electrothermal Atomic Absorption Spectrometry. Methods in Enzymology. 1988: 158; 383-91.
188. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater. 2006;22:778-84.
189. Şahin İ. Voltammetri ve ICP-AES yöntemleriyle şalgam suyunda ağır metal tayini. Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi. Balıkesir, 2001.
190. Şahin N, Vital ağartma ajanlarının farklı porselenler üzerine etkileri; yüzey sertliği, pürüzlülüğü, renk değişikliği ve oral bakteri tutunumunun in vitro olarak incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilmleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi. Ankara, 2003.
191. Tak Ö. İki Farklı Polimerizasyon Mekanizmasına Sahip Rezin Simanların Pulpa Odasına Diffüze Olan HEMA Miktarının İncelenmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Konya, 2008.
192. Targis-Vectris Scientific Doc. Ivoclar Vivadent AG, Research and Development Scientific Service Bendererstrasse 2, 9494 Schaan Liechtenstein, 2000.
193. Tholt B, Miranda- Junior WG, Prioli R, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. Oper Dent. 2006; 31 (4): 442-49.
194. Thylstrup A, Ferjerzkov O. Clinical and pathological features of dental caries, In: Textbook of clinical cariology, 2nd. ed., Copenhagen, Munsgaard. 1995; 130-36.
195. Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate alumina and zirconia based three unit fixed partial dentures: A laboratory study. Int J Prosthodont. 2001;13:420-24.
196. Trushkowsky RD.: Ceramic optimized polymer: the next generation of esthetic restorations- Part 1. Compend. Contin. Educ. Dent. 1997;18:(11):1101-6.
197. Turker SB, Biskin T. Effect of three bleaching agents on thesurface properties of three different esthetic restorative materials. J Prosthet Dent. 2003; 89: 466-73.
198. Türk E. Farklı seramik materyallerinin densitometrik analizi ve x-ışınının etkisinin değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara, 2007.

199. Türker SB, Mandalı G, Şener ID, Buğurman B. Üç farklı beyazlatma ajanının estetik restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. Dicle diş hekimliği dergisi. 2008;9(2):30-4.
200. Türkiye Seramik Federasyonu, Tarih. 2006 http:// www.serfed.com/pages/s_tarih.asp.
201. Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Konya, 2007.
202. Uzun İ, Görücü J, Alpaslan G. Tescera ATL sistemle indirekt kompozit inley yapımı: Bir olgu raporu. Hacettepe Diş hekimliği Fakültesi Dergisi. 2006;30(4):33-8.
203. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. J Prosthet Dent. 2004; 91: 241-6.
204. Van Noort R. Introduction to Dental Materials.Dental Ceramics. 2nd ed. St Louis, Mosby Yearbook. 2002;3:4.
205. Verran J, Rowe DL, Boyd RD. Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy, Int Biodeterioration & Biodegradation, 2003; 51: 221-8.
206. Wall JG, Cipra DL. Alternatives crown systems. Dent Clin North Am. 1992;36:765-81.
207. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J Prosthet Dent. 2000: 83; 223-34.
208. Wataha JC, Lockwood PE., Schedle A. Effect of silver, copper, mercury and nickel ions on cellular proliferation during extended, low- dose exposures. J Biomed Mater Res 2000;52: 360-4.
209. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. J Prosthet Dent. 2001: 86; 203-9.
210. Watanabe K, Shibata T, Kurusawa T, Morisaki 1., Kinehara M, Igarashi S, Arisue M. Billuribin pigmentation of human teeth caused by hyperbilirubinaemia. J Oral Med Pathol. 1998;28(3):128-30.
211. Watts A, Addy M. Tooth discoloration and staining: a review of the literature. Br Dent J. 2001; 190(6): 309-16.
212. Weatheral JA, Robinson C, Hallsworth AS. Changes in the fluoride concentration of the labial surface enamel with age. Caries Res. 1972;6(4):312-24.
213. Weerhejim KL, Mejare 1. Molar incisor hypomineralisation: a questionnaire inventory of its occurence in member countries of european academy of paediatric dentistry. Int J Paediatr Dent. 2003;13(6):411-6.
214. Wei SH, Ingram MI. Analysis of the amalgam tooth interface using the electron microprobe. J Dent Res. 1969; 48(2): 317.
215. Weinberg SP. Bleaching tetracyclinr-stained teeth: a combined approch. Dent Today. 1997; 16 (8): 56-59.
216. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. J. Oral Rehabil, 1995; 22: 421–7.
217. Wright, M. D., Masri, R., Driscoll, C. F., Romberg, E., Thompson, G. A., Runyan, D. A. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. J prosthet dent. 2004;92 (5): 486- 90.
218. Yao, N., Wang, Z.L. Handbook of microscopy for nanotechnology, high-resolution scanning electron microscopy. Kluwer Academic Publishers, USA. 2005:325-7.
219. Yanıkoğlu N. Duymuş ZY. Yılmaz B. (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. Dent. Mater. J. 28(3): 344-51.
220. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Ankara. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005; 22: 49-60.
221. Yıldırım Y. Altı yaş dişlerine direkt ve indirekt yöntemlerle uygulanan farklı kompozit sistemlerin klinik başarısının ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi / Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Pedodonti Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Konya, 2013.
222. Yıldız S. Konya ana tahliye kanalında ağır metal kirliliğinin ICP-AES tekniği ile incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Çevre Mühendisliği Yüksek Lisans Tezi 2004.
223. Yılmaz E. Toprakta bulunan eser miktardaki bazı ağır metalleri bazı tiyosemikarbazonlarla organik bir faza ekstrakte ettikten sonra ICP-AES ile tayini. Konya, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2006.
224. Yılmaz K, Özkan P. Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. Quintessence Int. 2010: 41(7); 41-7

225. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme islemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülügü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karsılastırmalı olarak incelenmesi, Doktora Tezi, Doktora Tezi, S.Ü. Saglık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 2006.
226. Yüksel E. Farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonyum oksit ve farklı fabrikasyon yöntemleri ile üretilen veneer seramikleri arasındaki bağlantı değerinin fizik yeterliliğinin değerlendirilmesi. HÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara, 2011.
227. Yüksel G, Çekiç G, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri, Atatürk Ünv Diş Hek Fak Derg. 2000;10:79-88.
228. Zaimoglu A, Aksu E, Can G ve Ersoy E. Dis hekimliginde maddeler bilgisi. Ankara Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi. Ankara,1993
229. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2011;31.
230. Zaki A, Fahmy N. The effect of a bleaching system on properties related to different ceramic surface textures. J Prosthodont. 2009; 18(3): 223-9.
231. Zan T. Çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin konvansiyonel dental porselenlerin eğilme dayanıklılığı üzerine etkisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi. Ankara, 1999.
232. Zaragoza VMT. Bleaching of vital teeth: technique. Estomodeo. 1984; 9: 7.

10. ÖZGEÇMİŞ

29.09.1983 yılında Eskişehir' de doğdu. İlk öğrenimini Balıkesir Atatürk İlköğretim Okulu'nda, orta öğrenimini Balıkesir Sırrı Yırcalı Anadolu Lisesi'nde, lise öğrenimini Ankara Gazi Anadolu Lisesi'nde okudu. Lisans eğitimini Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde 2008 yılında tamamladı. 2009 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Halen aynı anabilim dalında doktora öğrencisidir. Evli ve bir çocuk annesidir. Yabancı dili İngilizce'dir.