

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

129816

**CAM SERAMİK MATERYALLERDEN ELEMENT SALINIMININ
İN VİTRO VE İN VİVO
OLARAK ARAŞTIRILMASI**

Doktora Tezi

EGE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HİKİMİ ANABİLİM DALI

**Diş Hekimi
Mine DÜNDAR**

129816

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Celal ARTUNÇ**

İZMİR

2003

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

**CAM SERAMİK MATERYALLERDEN ELEMENT SALINIMININ
İN VİTRO VE İN VİVO
OLARAK ARAŞTIRILMASI**

Doktora Tezi

**Diş Hekimi
Mine DÜNDAR**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Celal ARTUNÇ**

İZMİR

2003

ÖNSÖZ

Dişhekimliğinde tüm seramik sistemlerin yaygın biçimde kullanım alanı bulması, bu sistemlerin estetik özelliklerinin yanısıra biyouyumlu olmalarından kaynaklanmaktadır. Ancak var olan tüm seramik materyallerin etkileşimsiz olduklarını belirten klinik çalışmaların bulunmadığı ve bu yargının laboratuvar deneylerine dayalı varsayımları temel aldığı görülmüştür. Bu yöndeki çalışmalara ek bir bilgi sağlamak amacıyla bu tez çalışmasında tüm seramik sistemlerin biyouyumluluklarını denemede tamamlayıcı ve farklı ölçütler geliştirilmeye çalışılmıştır.

Bu çalışmanın kurgulanıp yürütülmesinde değerli fikirleri ve bilimsel katkılarıyla destek olan doktora danışmanım Prof. Dr. Sayın Celal ARTUNÇ'a, çalışmalarım sırasında deneyimleriyle yol gösteren Prof. Dr. Sayın Suna TOKSAVUL'a, Prof.Dr. Sayın Nurselen TOYGAR'a ve Prof. Dr. Sayın Mehmet SONUGELEN olmak üzere Anabilim Dalımız Öğretim Üyelerine ve Öğretim elemanlarına,

Biyokimyasal analizlerin gerçekleştirilmesinde özveriyle yardımcı olan Prof. Dr. Sayın Dilek ÖZMEN'e ve biyokimya laboratuvarı çalışanlarına, aşındırma deneylerinin yürütülmesinde laboratuvar olanaklarını sağlayan D.E.Ü. Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'ne ve değerli arkadaşım Metalurji ve Malzeme Mühendisi Sayın Uğur MALAYOĞLU'na,

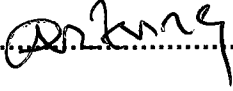
Ve beni büyük emeklerle yetiştiren ve yaşamımda attığım her adımda hep yanımda olan çok sevgili aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

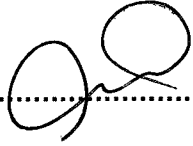
Adı Soyadı

İmza

Başkan : Prof.Dr.Celal ARTUNÇ
(Danışman)

.....


Üye :Prof. Dr. Suna TOKSAVUL

.....


Üye : Prof. Dr. Aydın BIÇAKÇI

.....

Üye :Prof. Dr. Dilek ÖZMEN

.....

Üye : Prof. Dr. Canan ÇOKER

.....

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih: 28.10.2003.....

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
İÇİNDEKİLER.....	I
ŞEKİL LİSTESİ.....	V
RESİM LİSTESİ.....	V
TABLO LİSTESİ.....	VI,VII
GRAFİK LİSTESİ.....	VIII,IX
BÖLÜM I GİRİŞ.....	1
1.1 GENEL BİLGİLER.....	3
1.1.1. Tarihçe.....	3
1.1.1.1. Tüm Seramik Sistemlerin Gelişimi.....	3
1.1.1.2. Cam Seramikler ve IPS Empress Sistem'in Gelişimi.....	11
1.1.2. Camın Kontrollü Kristalizasyon Mekanizması.....	12
1.1.2.1. Empress Cam Seramiğin Üretimi.....	17
1.1.2.2. Kontrollü Yüzey Kristalizasyonu Nedir?.....	18
1.1.2.3. IPS Empress Sistem'in Avantajları.....	21
1.1.3. Empress2.....	22
1.1.3.1. Empress 2 Cam-Seramiğin Kimyası (Alt yapı Malzemesi).....	22
1.1.3.2. Empress2'de Kullanılan Cam Seramik Malzeme Sistemi....	23
1.1.3.3. Empress2' nin Endikasyonları.....	24
1.1.4. Empress Cam Seramiğin Farklı Özellikleri.....	25
1.1.4.1. Eğilme Direnci.....	25

1.1.4.2. Isıl Özellikler.....	26
1.1.4.3. Optik Özellikleri.....	26
1.1.4.4. Radyoopasite.....	27
1.1.4.5. Kimyasal Çözünürlük.....	27
1.1.5 Dental Seramiğin Kimyasal Dayanıklılığı.....	27
1.1.5.1. Dental Seramiğin Dayanıklılığına Sıvı Ortamın Etkisi.....	28
1.1.6. Sodyum, Potasyum, Magnezyum ve Kalsiyum'un etkileri.....	30
1.1.7. Lityum.....	31
1.1.7.1. Lityum İntoksikasyonunda Oluşan Etkiler.....	31
1.1.7.2. Cam Seramiklerdeki Lityum'un Su İle Etkileşimi.....	32
1.1.8. Tükürük.....	34
BÖLÜM II GEREÇ VE YÖNTEM.....	37
2.1 In Vitro Testler.....	37
2.1.1. Test Örneklerinin Hazırlanması.....	37
2.1.2. Test Örneklerinin Temizlenmesi.....	38
2.1.3. Aşındırma Deneyleri.....	39
2.1.4. İstatistiksel Analiz.....	41
2.2. In Vivo Testler.....	43
2.2.1. Hasta Seçimi.....	50
2.2.2. Örneklerin Alınması.....	50
2.2.2.1. Tükürük Örneklerinin Toplanması.....	50
2.2.2.2. Serum Örneklerinin Toplanması.....	51

	III
2.2.2.3. Örneklerin Toplandığı Tüplerin Sterilizasyonu.....	51
2.2.3. Element Analizi.....	51
2.2.4. İstatistiksel Analizler.....	52
BÖLÜM III BULGULAR.....	54
3.1. In Vitro Bulgular.....	54
3.2. In Vivo Bulgular.....	58
3.2.1. Tükürük Değerleri.....	58
3.2.1.1. Empress2 Tüm Seramik Grubuna İlişkin Tükürük Değerleri.....	59
3.2.1.2. Metal Destekli Seramik Grubuna İlişkin Tükürük Değerleri.....	61
3.2.2. Tükürükte pH Ölçümlerine İlişkin Bulgular.....	64
3.2.3. Serum Değerleri.....	67
3.2.3.1. Empress2 Tüm Seramik Grubuna İlişkin Serum Değerleri.....	68
3.2.3.2. Metal Destekli Seramik Grubuna İlişkin Serum Değerleri.....	69
3.2.4. Yaş Ve Üye Sayısına Bağlı Olarak Element Salınımındaki Değişimler.....	72
3.2.5. Empress2 Tüm Seramik Grubunda Üretim Tekniklerine Göre Element Salınımındaki Değişimler.....	72
BÖLÜM IV TARTIŞMA.....	81
BÖLÜM V SONUÇ.....	90

	IV
BÖLÜM VI ÖZET ve ABSTRACT.....	92
KAYNAKLAR.....	96
EK.....	103
ÖZGEÇMİŞ.....	104



ŞEKİL LİSTESİ:

Şekil 1- Stookey'e göre cam seramiğin oluşumu.....	13
Şekil 2- Cam seramik içindeki kristallerin çekirdeklenme (T1) ve büyüme (T2) oranları.....	14

RESİM LİSTESİ:

Resim 1- Empress tüm seramik sistem ve fırını (23).....	10
Resim 2- Opak cam seramik.....	15
Resim 3- Lösit kristallerinin taramalı elektron mikroskop görüntüsü.....	19
Resim 4- Lityum disilikat kristalleri.....	22
Resim 5- Aşındırma deneyi seramik örneği.....	38
Resim 6,7 - Aşındırma aygıtı.....	39
Resim 8a,b- Empress2 tüm seramik onley uygulaması.....	44
Resim 9a,b- Empress2 tüm seramik kron uygulaması.....	45
Resim 10a,b- Empress2 tüm seramik köprü+laminat veneer uygulaması.....	46
Resim 11a,b- Empress2 tüm seramik köprü uygulaması.....	47
Resim 12a,b- Arka bölgede Empress2 tüm seramik kron uygulaması.....	48
Resim 13a,b- Ön bölgede Empress2 tüm seramik köprü uygulaması.....	49
Resim 14- Örneklerin toplandığı polipropilen tüp.....	51

TABLO LİSTESİ:

Tablo 1- Cam seramiklerin genel yapıları (39).....	12
Tablo 2- Tükürük ile Serumun karşılaştırmalı biyokimyasal yapıları.....	36
Tablo 3- Çalışmada kullanılan tüm seramik materyaller.....	37
Tablo 4- Yapay tükürüğün kimyasal yapısı (pH=7).....	39
Tablo 5- Test edilen çekirdek materyallerin kimyasal yapıları.....	42
Tablo 6- Deney gruplarında yapay tükürük ortamına element salınım değerleri.....	54
Tablo 7- Tükürük element değerleri.....	58
Tablo 8- Empress2 grubunda dört farklı ölçüm zamanında ortalama tükürük element değerleri.....	60
Tablo 9- Metal destekli seramik grubunda dört farklı ölçüm zamanında ortalama tükürük element değerleri.....	62
Tablo 10- Kontrol grubu ve çalışma gruplarına ilişkin dört farklı ölçüm zamanındaki ortalama tükürük element değerleri.....	63
Tablo 11- Bonferroni testine göre elementlerin başlangıç düzeylerinin kontrol ve seramik gruplarındaki anlamlılık değerleri (E: Empress2, M: Metal destekli seramik, K: Kontrol).....	64

Tablo 12- Tükürük pH değişimleri.....	64
Tablo 13- Serum element değerleri.....	67
Tablo 14- Empress2 grubunda dört farklı ölçüm zamanında serumdaki ortalama element değerleri.....	69
Tablo15- Metal destekli seramik grubunda dört farklı ölçüm zamanında serumdaki ortalama element değerleri.....	71
Tablo 16- Empress2 grubunda tabakalama-boyama tekniklerinin karşılaştırılması (tükürük değerleri).....	73
Tablo 17- Empress2 grubunda tabakalama-boyama tekniklerinin karşılaştırılması (serum değerleri).....	77

GRAFİK LİSTESİ:

Grafik 1,2: Tüm seramik gruplarından yapay tükürük ortamına salınan element oranlarına ilişkin grafikler.....	55
Grafik 3,4: Tüm seramik gruplarından yapay tükürük ortamına salınan element oranlarına ilişkin grafikler.....	56
Grafik 5,6: Tüm seramik gruplarından yapay tükürük ortamına salınan element oranlarına ilişkin grafikler.....	57
Grafik 7- Empress2 grubunda 1 yıl boyunca tükürükteki element salınım değerleri.....	60
Grafik 8- Metal destekli seramik grubunda 1 yıl boyunca tükürükteki element salınım değerleri.....	62
Grafik 9- Empress2 tüm seramik grubunda 1 yıl boyunca serumdaki element salınım değerleri.....	69
Grafik 10- Metal destekli seramik grubunda 1 yıl boyunca serumdaki element salınım değerleri.....	71
Grafik 11,12: Empress2 tüm seramik grubunda üretim teknğine göre (boyama(B),tabakalama(T)) tükürükteki element salınım değerlerine ilişkin grafikler.....	74
Grafik 13,14: Empress2 tüm seramik grubunda üretim teknğine göre (boyama(B),tabakalama(T)) tükürükteki element salınım değerlerine ilişkin grafikler.....	75

- Grafik 15:** Empress2 tüm seramik grubunda üretim tekniğine göre (boyama(B),tabakalama(T)) tükürükteki element salınım değerlerine ilişkin grafik.....76
- Grafik 16,17:** Empress2 tüm seramik grubunda üretim tekniğine göre (boyama (B),tabakalama (T)) serumdaki element salınım değerlerine ilişkin grafikler.....78
- Grafik 18,19:** Empress2 tüm seramik grubunda üretim tekniğine göre (boyama (B),tabakalama (T)) serumdaki element salınım değerlerine ilişkin grafikler.....79
- Grafik 20:** Empress2 tüm seramik grubunda üretim tekniğine göre (boyama (B),tabakalama (T)) serumdaki element salınım değerlerine ilişkin grafik.....80

BÖLÜM I

GİRİŞ

Dişhekimliğinde restorasyon malzemelerindeki estetik arayış, tüm seramik malzemelerinin çeşitliliği ve gelişmesinde önemli bir artışa neden olmuştur. Hastaların ağız ve diş estetiği konusunda bilinçlenmeleri, metallerin ise potansiyel allerjik, elektrokimyasal ve toksik etkilerinin bilinmesi, günümüzde metal içermeyen, diş renginde restorasyonların arka dişlerde bile tercih edilmesini sağlamıştır. Tüm seramik restorasyonların aranılır olmasındaki başlıca etken estetik olmasına karşın kullanımlarındaki asıl ilgi bir ölçüde biyoinert malzemeler olarak kabul edilmelerinden kaynaklanmaktadır.

Isı ve basınç ile şekillenen tüm seramik malzemeler bu sistemler arasında en çok kullanılanları olup biyoyumluluk, doğal görünüm, düşük plak birikimi ve estetik özelliklerinin yüksek olması gibi birçok avantaja sahiptirler. Ancak potansiyel kimyasal bozunmaları ve element salınımları ile ilgili güncel bilgiler oldukça kısıtlıdır ve uzun süreli biyolojik-klinik etkileşimleri ile ilgili çok az çalışma bulunmaktadır. Oysa kimyasal bozunma, malzemelerin dayanıklılık ve iyon salınımı ile ilişkili önemli bir göstergedir. Metal destekli seramikler ve metallerin bozunma mekanizmaları iyi bilinmesine karşın (34) tüm seramiklerle ilgili bu konuda bilgi yetersizliği bulunmaktadır.

Geleneksel olarak *inert* kabul edilmelerine karşın, özellikle *cam fazlı* seramiklerin Na, K, Ca, Al ve Si gibi elementleri ortama saldıkları konusunda çalışma sonuçlarına rastlanmıştır (39).

Ağız ortamının kimyasal değişkenliği göz önüne alındığında bu malzemelerden element salınımının yukarıda sözü edilen sakıncaları oluşturma

potansiyeli ile ilgili *linik* bir çalışma bulunmamaktadır. Bu konudaki benzer çalışmaların ise in vitro testlerle yapıldığı ve ağız ortamını bire bir yansıtmadığı görülmüştür. Dolayısıyla, tüm seramik malzemelerin klinik kullanımlarının daha güvenli olması açısından iyonik türlerinin salınımlarının iyi bilinmesi gerekmektedir.

Günümüzde, tercih edilen ısı ve basınçla şekillenebilen tüm seramik sistemlerden olan Empress2'nin alt yapı malzemesinde dayanıklılığı arttırmak amacıyla lityum disilikat kullanılmaktadır ve oranı diğer cam seramiklere göre oldukça fazladır. Bireylerde lityumun toksik dozu oldukça kritiktir. Bu doz kolaylıkla aşılabilen ve bazı sistemik yan etkiler oluşturabilmektedir.

Bu çalışmanın bir ön çalışma niteliğindeki in vitro bölümünde amaçlanan, farklı kimyasal içerikteki dört tüm seramik çekirdek -alt yapı- malzemesinin ağız ortamına element serbestleyebilme olasılığını yapay tükürük ortamında aşındırma ile saptamak ve yapılacak olan in vivo çalışmanın sonuçlarını daha sağlıklı değerlendirebilmektir.

Çalışmanın ikinci bölümündeki amaç, Empress2 cam seramik sisteminin kimyasal stabilitesinin in vivo olarak tükürük ve serum Na, K, Ca, Mg ve Li düzeyleriyle karşılaştırmalı olarak incelenmesi, dolayısıyla in vitro biyouyumluluk testlerini tamamlayıcı yeni bir yöntem geliştirilmesi ve bunun sonucunda malzemenin uzun süreli klinik etkilerinin değerlendirilmesinde bir ön tahmin yapabilme olanağı sağlamasıdır.

1.1. GENEL BİLGİLER

1.1.1. TARİHÇE

Dişhekimliğinde seramiklerin restorasyonlarda kullanılması, ilk kez Fransız kimyager Duchateau tarafından 1776'da önerilmiştir. Tek jaket kronlar Land tarafından geçen yüzyılda ileri derecede madde kaybı görülen dişlerin restorasyonu için kullanılan ilk tüm seramik restorasyonlardır; ancak dayanıklılıklarının az olması, kenar uyumlarının bulunmaması ve malzemenin bir cam olarak kırılma direncinden yoksun olması en önemli dezavantajları olmuştur. Seramik jaket kronlar, yüzeylerindeki mikro-çatlakların varlığı nedeniyle oldukça hassas olduklarından, kullanımları gerilimin az geldiği bölgelerle sınırlandırılmıştı. Bu kronlar, 1960'larda metal destekli seramikler bulunana dek oldukça yaygın kullanılmışlardır (36,38).

Metal destekli seramik kronların ise pek çok sakıncaları vardır. Alaşımların fırınlanması sonucu oluşan oksidasyon ve korozyon ürünleri, biyouyumluluğun azalmasına yol açar. Kron, servikal bölgedeki metal bantın estetiği bozması, metalin ışık geçirgenliğini engellemesi nedeniyle opak ve cansız görünür. Bu nedenlerle, daha iyi bir estetik ve yüksek biyouyumluluk arayışı, yüksek dayanıklılıktaki tüm seramik restorasyon sistemlerinin geliştirilmesini sağlamıştır (36,38).

1.1.1.1. Tüm Seramik Sistemlerin Gelişimi

Tüm seramik kronlar ilk defa 1887'de Dr. Charles Land tarafından geliştirilen platin folyo tekniğiyle kullanıma girmiştir. Seramikte önemli bir dezavantaj olarak karşılaşılabilen kırılma ve zayıflık özelliği nedeniyle bu tür kronlar yerine çoklukla metal destekli seramik kronlar tercih edilmiştir. Ancak

estetiğın ön planda olduğu durumlarda tüm seramik restorasyonlar kullanılmaktadır (36,38).

1940'lı yıllarda vakum ortamında yapılan seramik pişirmelerinde, seramiğın direncinin % 20 oranında arttığı ve daha az porözlü bir yapı elde edildiği gözlenmiştir. 1964'te McLean ve Hughes, % 50 oranında alüminyum oksit taneciklerinin dağılımıyla desteklenen seramik bir iç çekirdekle güçlendirilen tüm seramik kronu tanıtmışlardır. Alüminyum oksit eklenmesiyle seramiğın kırılma dayanıklılığı 1214-1430 kg/cm²'ye kadar arttırılmıştır. Seramik malzemeler ile ilgili gelişmeler, zaman içinde devam etmiş ve çekirdek malzeme olarak yüksek genleşmeye sahip magnezyum oksit geliştirilmiştir (43).

Seramik malzemelerin genel olarak kırılğan oldukları bilindiğinden ve kırılmanın da başarısızlık olduğu düşünöldüğünden yeterli dayanıklılık ve yüksek estetiğe sahip bir seramik malzeme bulma gereği ortaya çıkmıştır. Yeni teknoloji ile üretilen malzemeler 1980'lerin ilk dönemlerinde güçlendirilmiş ve tüm seramik kronlarda önemli gelişmeler yaratmıştır.

Tüm seramik sistemler, *güçlendirilmelerine göre* iki grupta sınıflandırılabilirler:

- Güçlendirilmiş çekirdek (core) ve/veya güçlendirilmiş kaplama (veneer) malzemeleri içeren tüm seramik sistemler
- Porselende ek kalınlık ve yapım kolaylığı sağlayan ince metal alt yapılı folyo kron sistemleri (36,38)

Tüm seramik restorasyonlar **yapım tekniklerine** göre ise aşağıdaki şekilde sınıflandırılmışlardır:

- A.** Isıya dayanıklı model üzerinde hazırlanan tüm seramik restorasyonlar (Cerestore, Hi-Ceram, In-Ceram (In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, In-Ceram Magnesia))
- B.** Dökülebilir Cam Seramikler (Dicor, Cerapearl)
Alt grubu: Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler (IPS Empress, IPS Empress2, Carrara Press, Authentic Press, Evopress, Finesse, Optec 3G)
- C.** Bilgisayar yardımıyla freze tekniğine dayalı seramik sistemleri (CAD-CAM restorasyonlar (Cerec, Procera))
- D.** Kopyalama-freze tekniğine dayalı sistemler (Celay kopyalama-freze tekniği, Celay-In-Ceram kombine kopyalama-freze tekniği)

Kimyasal yapılarına göre cam seramik sistemlerin sınıflandırılması:

1. Mika bazlı cam seramikler (Dicor- Dentsply)
2. Hidroksilapatit bazlı cam seramikler (Cerapearl- Kyocera)
3. Lösit bazlı cam seramikler (IPS Empress (Ivoclar), Carrara (Elephant), Authentic (Ceramay GmbH), Evopress (Wegold&De), Finesse (düşük lösit içerikli) (Ceramco))
4. Lityum bazlı cam seramikler (Empress2 (Ivoclar))
5. Flor apatit bazlı cam seramikler (Empress2 , IPS d.Sign (Ivoclar))

Tüm seramik restorasyonların gelişmesindeki öncü sistemler Cerestore (Johnson& Johnson Dental Care Co.) ve Dicor (Dentsply International)

olmuştur. Bunları takiben tüm seramik kron, inley ve veneer yapımı için Hi-Ceram (Vivadent) ve Optec (Jeneric/Pentron Inc.) gibi sistemler geliştirilmiştir.

1982'de tanıtılan **Cerestore**, seramik başlık yapımında enjeksiyonla kalıba döküm tekniğine dayanmaktadır ve spinell-seramikten (magnezyum-alüminyum) oluşmaktadır. Ancak biyouyumluluk ve üstün estetik avantajlarının dışında fonksiyon ve dayanıklılık gibi beklentileri yerine getirememiştir (11,45,46).

En uzun ve ayrıntılı olarak incelenmiş olan **Dicor** sistemi dökülebilir bir cam seramiktir. Restorasyonlar kayıp mum tekniği ile eritilmiş cam seramiğin santrifüj yardımıyla dökülmesi ile yapılır. Seramik ısıtılınca kontrollü bir kristalizasyon ile mika kristalleri oluşarak sertliğin artırılması sağlanmaktadır. Estetik yaklaşımlar nedeniyle sonraki dönemlerde Dicor alt yapı üzerine Dicor Plus kaplama seramiği geliştirilmiştir. Kristal fazının hidroksil apatitten oluştuğu **Cerapearl** (Kyocera Bioceram, San Diego, USA) de buna çok benzer bir diğer sistemdir. Hidroksilapatit cam esaslıdır ve seramiklendirme işlemi 870° C'de 1 saattir.

Bilindiği gibi seramik malzemelerin en büyük sorunları kırılma güçlüğü ve çekme kuvvetleri karşısında dayanıksız olmalarıdır. Seramik malzemelerinin atomik yapısı yüksek dayanıklılık sağlamalıdır. Ancak bu, pratikte yerine getirilememektedir. Mikroskopik yüzey defektleri, yük altında kırılma ilerlemesine ve ani kırılmalara yol açar (11,47,48).

Zamanla geliştirilen bu sistemler de yetersiz kalmış ve yeni teknik arayışları devam etmiştir. Bu amaçla Fransa'da Sadoun tarafından **In-Ceram** sistemi (Vita Zahnfabrik) geliştirilmiştir. In-Ceram sisteminin prensibi, özel bir

fırın içerisinde direkt olarak alçı model üzerinde pişirilen ve Lantan içeren cam infiltre edilmiş bir alüminyum oksit alt yapı oluşturulmasıdır. Çekirdek (core) malzemesi olarak alümina kullanılmaktadır. Alümina, metal destekli porselendeki metal alt yapının yerini alır. Isıya dayanıklı model üzerinde pişirme işleminde alümina önce fırında sinterize edilir, gözenekli bir alt yapı oluşur ve bu yapı daha sonra ikinci bir fırınlama ile erimiş cam ile doldurulur. Bu iki özelliğin birleşimi sonucu hem dayanıklılık hem de estetik özellik kazandırılır. Yoğun, ve girift alümina parçacıkları ile farklı defekt bölgelerindeki çatlak ilerlemesi sınırlandırılmıştır. Çekirdek alt yapı üzerine camın infiltrasyonu, seramiklerdeki zayıf noktaları oluşturan porözitelerin hemen hemen hepsini elimine eder. Bu şekilde her iki işlem de eğilme direncine katkıda bulunur. Cam infüzyonlu alümina kullanılması seramiklerin kırılma direncinde büyük ilerlemeler yaratmıştır. In-Ceram diğer seramik ya da cam malzemelerden 3-4 kat daha fazla dayanıklıdır. Bu sistemin bir devamı olan **In-Ceram Spinell** daha düşük sertlik değerlerine sahip olmasına karşın yüksek translüsensi nedeniyle daha iyi optik özellikler göstermektedir. Bu nedenle, estetiğin önemli olduğu ön bölge tek kronlarda kullanılması önerilmektedir. En son üretilmiş olan **In-Ceram Zirconia**'da, zirkonyum oksit alt yapı ile özellikle arka bölgelerde çok üyeli köprü yapımı da olasıdır (10,47,48).

Yüksek ısılarda ortaya çıkan istenmeyen mikroporoziteleri, homojenite bozukluklarını ve büzölmeleri ortadan kaldırmak için bilgisayar destekli freze sistemleri geliştirilmiştir. Restorasyonlar, hazır bir seramik blok aşındırılarak hazırlanmaktadır. **Cerec** sistemi (Sirona,Bernsheim) CAD/CAM tekniği ile çalışmaktadır ve seramik hammadde olarak Vitablocs Mark I ve II (Vita

Zahnfabrik) veya Dicor MGC kullanılmaktadır. Preparasyon sonrası bilgiler optik formda, bilgisayar yoluyla freze birimine aktarılır. Aşındırma işlemi yalnızca birkaç dakika sürdüğü için tek seansta indirekt seramik inley ve onleyler hazırlanarak takılabilir. **Denzir** (Dentronic, Stockholm, İsveç) ve **DCS** sistemi (Girrbach Dental, Pforzheim) bilgisayar destekli tüm seramik restorasyon yapımında yer alan diğer sistemlerdir. Preparasyon, çalışma modeli üzerinde lazer ile okunur ve zirkonyumoksit gibi seramik bir blok aşındırılarak uygun restorasyon ortaya çıkarılır.

Yine CAD/CAM teknolojisini temel alan **Procera AllCeram** sisteminde (Nobel Biocare, Köln) ise çok yüksek sertlikte üretilmiş alüminyumoksit seramik kullanılmaktadır. Model üzerindeki preparasyon laboratuvarında özel bir aygıtla okunup elde edilen veriler modem aracılığı ile asıl üniteye aktarılmaktadır. Sıkıştırma işlemi sırasında seramikte ortaya çıkan büzölmeye karşı büyütölmüş bir metal güdük hazırlanmaktadır ve bu alt yapı yüksek oranda sıkıştırılmış alüminyumoksit seramik ile bitirilmektedir. Daha sonra laboratuvarında uygun bir seramik ile kaplanır (47,48).

Celay sisteminde (Mikrona Technologies, Spreitenbach, Switzerland) direkt olarak hasta ağzında ya da indirekt olarak laboratuvarında hazırlanmış olan plastik inley bir "digitizer"(birimlendirici) ile okunur ve restorasyon hazır bir seramik bloğa birebir freze uygulanır. Cerec sisteminde kullanılan seramik bloklar burada da kullanılabilir.

1983'te Zurich Üniversitesi'nde lösitle güçlendirilmiş bir cam seramik araştırması başlatılmış ve 1987'de ise IPS Empress sistemi (Ivoclar)

geliştirilmiştir. Böylece konvansiyonel seramiğin mekanik özellikleri ile birlikte estetik ve biyouyumlu bir malzeme geliştirilmiştir.

IPS Empress gibi ısı ve basınçla preslenebilen tüm seramik sistem ile restorasyonların yapımında kayıp mum tekniği esastır. Tabakalama ve boyama tekniklerine göre yapılabilirler. Boyama tekniğinde, restorasyonun tam konturlu mum modelasyonu yapıldıktan sonra özel bir kağıt manşete ve revetmana alınır. Önceden seramiklendirilmiş olan seramik silindirler (çekirdek) sisteme özgü olarak farklı derecelerde plastik hale getirilir ve revetman boşluğuna vakum ve basınç altında preslenir. Tabakalama tekniği de aynı laboratuvar işlemleri kapsar ancak bu teknikte restorasyon alt yapı şeklinde mumdun modele edildikten sonra yine revetmana alınır ve seramik silindir (çekirdek seramik) preslenir. Revetmandan çıkarılan bu alt yapı üzerine daha sonra uygulanan sisteme özgü tabakalama seramiği işlenir (17).

Tabakalama tekniğinde; restorasyonun model üzerinde mum modelajı yapılarak özel bir revetmana alınarak dökülür. Muffalar önceden ısıtılıp mum eritildikten sonra sisteme özgü pres fırınına (EP500-**Resim1**) yerleştirilir. Daha sonra cam-seramik çekirdek 1180° C'de visköz akış işlemine göre kalıbın içine preslenir. Yaklaşık 35 dakika bu sıcaklıkta tutulur, sonra soğutularak revetmandan çıkartılır ve bitirilir. Tabakalama tekniği için seramik insizal malzemesi, kısa süreli pişirme ve glaze malzemeleri için "tabakalama seramiği" uygulanır. Bu malzemeler sırasıyla 910 ° C ve 870 ° C'de sinterize (homojenize) olurlar. Boyama tekniği için cam seramik çekirdekler inley, onley, veneer'lar ve posterior kronların yapımında tercih edilirler (23).



Resim 1- Empress tüm seramik sistem ve fırını (23)

Tüm Seramik Restorasyonların Endikasyonları

Tüm seramik restorasyonların kırılma dayanıklılıkları, yeterli preparasyon desteği, uygun hasta seçimi, restorasyon malzemesinin dayanıklılığı ve kullanılan simanın tipine bağlıdır.

1. Çürümüş, aşınmış, renklenmiş, kırılmış, uzamış dişlerde,
2. Estetik ve çapraşıklığı düzenlemek amacıyla,
3. Estetiğin ön planda yer aldığı ve yeterli okluzal aralığın olduğu olgularda,
4. Diş yapısı ve periodontal sağlığın mutlak korunmasının gerektiği durumlarda,
5. Yapılan kanal tedavisine bağlı renklenmiş dişlerde uygulanabilirler (54,55).

Tüm Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. Diş kesimi sonrasında okluzal mesafenin 1 mm.den az olduğu durumlarda,
2. Örtülü kapanış ve ileri itimin önemli ölçüde artmış olduğu durumlarda,
3. Diş preparasyonu sonrası retansiyonun en alt düzeyde olacağı düşünülüyor kısa veya yetersiz desteğe sahip olan dişlerde; ayrıca seramik

kalınlığının da fazla madde kaybı nedeniyle normalden fazla olması durumunda,

4. Önceden basamaksız kesim yapılmış olan dişlerde,
5. Karşit dişlerin kron servikal beşlisiyle okluzyonda olması durumunda,
6. Parafonksiyonel aktiviteye (bruksizm veya ileri düzeyde malokluzyon), kuvvetli ve aktif bir kas sistemine sahip bireylerde uygulanmamalıdır (54,55).

1.1.1.2. Cam Seramikler ve IPS Empress Sistem'in Gelişimi

İlk olarak Corning Glass Works tarafından 1950'lerde geliştirilen cam seramikler, hem camda hem de seramiklerde bulunan bazı özelliklere sahiptirler. Cam seramik yapımında cama ısı uygulanarak içindeki kristallerin kontrollü çekirdeklenmesi ve büyümesi ile cam matriks içine gömülü kristaller oluşturulur. Camın kısmen kristalize cama dönüşmesi işlemine "seramiklendirme" (ceraming) denir. Dolayısıyla cam seramik, rezidüel cam fazı ve ince dağılımlı kristalize fazdan oluşan çok fazlı bir katıdır (23,36).

Ürünün temel maddesi camdır ve içindeki kristaller kontrollü çekirdeklenme ve kristalizasyon ile oluşur. Bitmiş cam-seramik ürünü en az bir cam matriks içine gömülü en az bir tip özel kristal ile karakterlidir.

Bu işlemin çeşitli olan aşamaları dikkatle kontrol edilmelidir. Öncelikle kontrolsüz olmayan, düzenli bir kristalizasyona olanak tanıyan özel bir cam geliştirilir. Camdaki kontrollü çekirdeklenme, kristalizasyon için bir gerekliliktir ve kontrollü kristalizasyon ısıyla yapılır. Camın hacimsel kristalizasyonunda camın temelinde hemen hemen aynı büyüklükte ve morfolojide düzenli dağılımlı kristaller gelişir. Hacimsel kristalizasyon mekanizmasına göre çekirdeklenme ve kristalizasyonun örtüşen aşamaları cam seramiklerin yapımındaki bilimsel

gerekliiktir. SiO_2 - MgO - K_2O - F bazlı sistemden türetilen bir camla üretilen Dicor dental cam-seramik de kontrollü hacimsel kristalizasyon mekanizmasına göre geliştirilmiştir. Inleyler ve metal desteksiz kronların yapımında lösit sistemine (SiO_2 - Al_2O_3 - K_2O) dayalı cam seramikler kullanılmaktadır. Empress (Ivoclar) cam seramik de lösit içeren bu gruba girer (22).

Aşağıdaki tabloda cam seramiklerin genel yapıları görülmektedir:

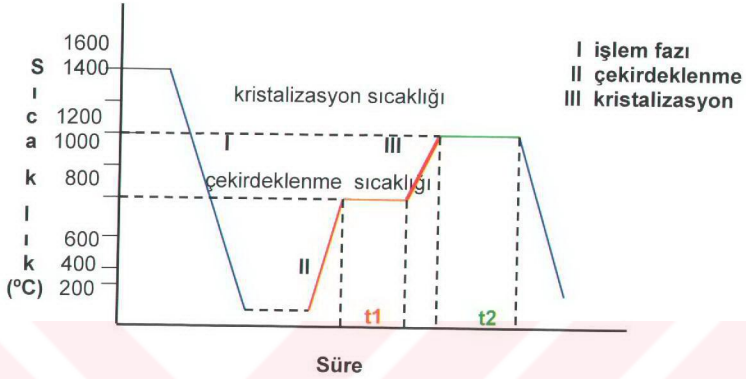
Yapı	Katalizör	Kullanım
$\text{Li}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$	Metal, metal fosfat veya TiO_2	Işığa duyarlı-düşük genleşme
$\text{MgO}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$	TiO_2 veya P_2O_5	Düşük dielektrik kayıp-yüksek dayanıklılık
$\text{LiO}_2-\text{MgO}-\text{SiO}_2$	Metal fosfat	Yüksek termal genleşme
$\text{LiO}_2-\text{ZnO}-\text{SiO}_2$	Metal fosfat veya $\text{Cu},\text{Au},\text{Ag}$	Yüksek mekanik dayanıklılık

Tablo 1- Cam seramiklerin genel yapıları (38)

Tüm seramik restorasyonların yapımında cam seramiklerin kullanımı, kırık ilerlemesini azaltarak malzemenin dayanıklılığını arttırmayı sağlar.

1.1.2. Camın Kontrollü Kristalizasyon Mekanizması

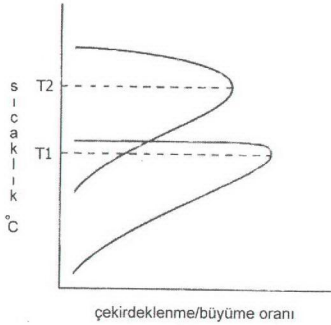
Camın kontrollü kristalizasyonu (cam seramikler), Stookey tarafından (Corning Glass Works,USA) geliştirilmiştir. Kontrollü kristalizasyon ile cam seramik malzemelerin dayanıklılıkları artırılmış ve oldukça yüksek termal şok dayanıklılığı elde edilmiştir. Hacimsel kristalizasyon ilkesine göre bilimde,teknolojide ve tıpta başarıyla kullanılan cam seramikler geliştirilmiştir (23,36).



Şekil 1 - Stookey'e göre cam seramiğin oluşumu (22)

Cam normal sıcaklıklarda amorf, kristalize yapıda olmayan, oldukça soğutulmuş bir likittir ve eridikten sonra soğurken kristalize olmaz. Ancak kristal tohumu veya çekirdekleri varlığında uygun bir sıcaklığa kadar ısıtılarak kristalize edilebilir. Daha sonra, birbirine kiltilenen çok küçük kristallerden oluşan yoğun bir kitleye dönüşür. Çekirdekleştirici maddeler olarak titanyum dioksit, gümüş, lityum, çinko oksit, silika ve metal fosfatlar kullanılır. Camın kontrollü kristalizasyonu camın içinde eşit dağılımlı küçük kristallerin oluşuyla sonuçlanır. Kristallerin sayısı, büyüme oranları ve boyutları, zaman ve seramiklendirme ısı ile işleminin sıcaklığıyla regüle edilir (22,23).

Kristal fazın oluşumunda iki önemli yön vardır: *kristal çekirdeklenmesi* ve *kristal büyümesi*. Şekil 2'de görüldüğü gibi kristal çekirdeklenmesi ve kristal büyüme oranı farklı sıcaklıklarda maksimumdadır.

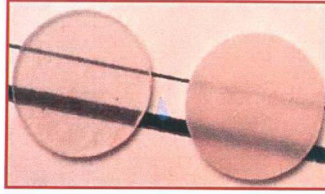


Şekil 2- Cam seramik içindeki kristallerin çekirdeklenme (T1) ve büyüme (T2) oranları (22)

Bunu takip eden seramiklendirme işlemi iki aşamalı bir ısıl işlemi içerir. İlk ısıl işlem kristallerin maksimum çekirdeklenmesi için gereken sıcaklıkta, oluşan kristallerin sayısını en üst düzeye getirmek için yapılır. Daha sonra malzeme sıcaklığı artırılarak belirli bir süre sonra kristal büyümesi için daha yüksek sıcaklıklara getirilir ve optimum kristal boyutu oluşana kadar yüksek sıcaklıkta bekletilir ve cam matriks içine gömülü kristaller oluşturacak şekilde yavaş soğutma yapılır (22).

Cam seramiğin yüksek dayanıklılıkta olmasını sağlamak için kristallerin çok sayıda ve cam fazın içinde eşit dağılımlı olması önemlidir. Seramiklendirme sırasında kristalize faz büyümeye devam ederek malzemenin %50-%100'ünü kaplayabilir.

Camın hacimsel kristalizasyonunda, camın temelinde hemen hemen aynı büyüklükte kristaller meydana gelir ve oluşan cam seramik opak, beyaz bir kitledir.



Resim 2- Opak cam seramik (22)

Kontrollü kristalizasyon iki şekilde olur: Dicor gibi bazı sistemlerde yüzey çekirdeklenmesi ile oluşurken IPS Empress gibi diğer sistemlerde hacimsel (yığın=bulk) çekirdeklenmeyle oluşur. Dicor konvansiyonel cam seramik malzemesi, bugüne kadar hacimsel kristalizasyon olarak bilinen, camın içindeki kristalizasyon ile üretilmiştir. Burada, eşit dağılım ile baz olan camın içinde hemen hemen aynı boyut ve şekilde kristaller gelişir. Çekirdeklenme ve kristalizasyon aynı anda yer alır. Bu, cam seramiğin yapımı için gereken temel nitelikler (22).

Bunun aksine, IPS Empress gibi lösit sistemine dayalı cam seramikler, kontrollü hacim kristalizasyonu ile seramiklendirilemez. Bu durumda farklı bir yaklaşım uygulanmaktadır. Öncelikle cam eritilerek çekirdeklenmeyi ve primer kristalizasyonu başlatmak için ısı işleminden geçirilir ve öğütülür. İlk aşamada, ham cam granülleri 960°C sıcaklığa kadar ısıtılır ve bu sıcaklıkta bekletilir. Sonuçta, kontrollü çekirdeklenme gren sınırından grenin merkezine doğru oluşur. İkinci aşamada, 1180°C'de ikinci bir ısı işlemi uygulanarak ince dağılımlı kristaller oluşur.

Toz halindeki yarı tamamlanmış ürün, silindirler şeklinde preslenir, pişirilir ve seramik çekirdekler (ingot) şekline getirilir. Baz olan cam, hacimsel kristalizasyonda kullanılan camdan tamamen farklıdır (22).

Çekirdeklenme ve kristalizasyon, hacimsel kristalizasyona oranla daha kısa bir süre çakışır. Bu nedenle, yeni bir kontrollü kristalizasyon mekanizması kullanılmaktadır. Kristaller, cam matriksin yüzeyinden direkt içeri doğru büyür. Baz camdaki bu primer çekirdeklenme ve kristalizasyon, öğütülmüş camın gren sınırındaki çekirdeklenme fazının başlaması ile karakterlidir. Baz camın ısıtılması, başlangıçta kristal kimyası olarak oldukça düzensiz küçük lösit kristalleri yaratır. Lösit kristallerinin büyümesi, çekirdeklenmenin merkezinden dışa doğru ilerler. Bu şekilde, kristaller çiçek yaprakları şeklini alabilir. Lösit kristalleri, bir sonraki cam seramik çekirdek (ingot) preslenmesi aşaması sırasında büyümeye devam ederler. Sonuç olarak, lösit kristallerinin ileri olgunlaşması, laboratuvar işlemleri boyunca devam eder. Kristal oluşumu ve olgunlaşmadan sonra, lösit kristallerinde eşit dağılımlı büyüme görülür. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik malzemenin artmış dayanıklılığı, cam matriksteki kristallerin daha iyi dağılmasından kaynaklanır. Cam matriks ve kristaller arasındaki yoğunluk ve ısıl genleşme katsayısının farklı olmasından dolayı stres oluşur ve kristalleri cam partikülden ayrılmaya zorlar. Bu ayrılma, özellikle cam malzemenin, dağılım ile güçlendirilmesi için önemlidir. Camın ısıl genleşme katsayısı kristallerden çok daha azdır. Bu nedenle, malzeme katılaştıkça (soğuma aşaması), daha düşük genleşme katsayılı camlı bir matriks içinde daha yüksek genleşme katsayılı bir kristalin varlığı, camın içinde kompresif gerilimler ve lösit kristalleri içinde de radyal gerilimler yaratır.

Büzülmenin son fazında, kompresif dayanıklılık, kompresif gerilimi arayüzde donduracak kadar yüksektir. Kompresif kuvvetin, yüzey çatlaklarının

oluşumuna karşı durarak yüzey hasarına karşı Empress restorasyonun dayanıklılığını artırma etkisi vardır. Ayrıca, lösit kristallerinin içindeki mikrokırıkların yuvarlanmış uçları, kırığın ilerlemesini sınırlayıp önleyebilmektedir (22).

Cam seramiklerin mekanik özellikleri; kristal fazın partikül boyutuna ve hacimce kapladığı alana, fazlar arasındaki bağ kuvvetine, elastik modüllerindeki ve ısı genleşmedeki farklılıklara bağlıdır.

Kırılgan katılarda kırılma, gerilimi arttıran mikro-çatlak gibi küçük bir iç veya yüzeysel düzensizlikten başlar. Eğer kristal faz yeterince güçlü ise o zaman çatlaklar cam fazında oluşur ve bu mikro-çatlakların boyutu da kristal partikülleri arasındaki mesafede sınırlı kalır. Dolayısıyla önemli olan parametre ortalama serbest yoldur; cam fazda L_s olarak ifade edilir ve

$$L_s = d (1 - V_f) / V_f$$

olarak formüle edilir. Burada "d" kristal çapı, V_f ise kristal fazın hacmidir. Kristaller ne kadar küçük ve hacimce ne kadar büyük olurlarsa ortalama serbest yol o kadar kısalmış ve malzemenin dayanıklılığı da o oranda artar.

1.1.2.1. Empress Cam Seramiğin Üretimi

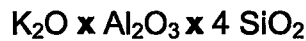
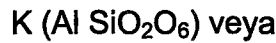
Yapısı özellikle kontrollü kristalizasyon için önemli olan baz cam eritilir. Çekirdeklenmenin ve ilk kristalizasyonun başlaması için ısıtıldıktan sonra öğütülür. Stabilizatörlerin, katkı maddelerinin, floresan ajanların ve pigmentlerin eklendiği toz preslenerek çekirdekler oluşturulur. Çekirdekler yaklaşık 1200°C'de sinterize olduktan sonra kullanıma hazır hale gelirler. Empress cam seramiğe yüksek fizik ve estetik özellikleri sağlamak için bu çekirdekler boyama tekniğinde 1050 °C'de; tabakalama tekniğinde de 1180 °C'de preslenir.

Empress cam seramiğin karakteristik özelliklerini yaratmada sözü edilen baz cam çok önemlidir. Konvansiyonel cam-seramiklerde kullanılan camdan belirgin şekilde farklılık gösterir (camın hacimsel kristalizasyonu) ve kontrollü hacimsel kristalizasyon ile cam-seramiğe dönüştürülemez. Bu nedenle Empress'in üretiminde farklı bir mekanizma olan **kontrollü yüzey kristalizasyonu** kullanılmaktadır (22).

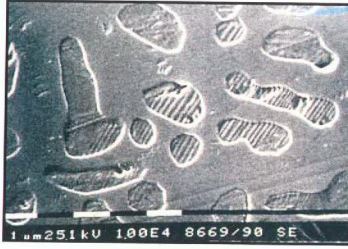
1.1.2.2. Kontrollü Yüzey Kristalizasyonu Nedir?

Kristaller cam partikülünün yüzeyinden içeri doğru büyürler. Bu etki reaktif cam yüzeyleri ve cam tozunun uygulanmasıyla başarılı bir şekilde elde edilir.

Çekirdekleşme ve kristalizasyon, öğütülmüş camın gren sınırında başlayan çekirdekleşme ile karakterlidir. Bu nedenle 900-1200 °C arasında kısa süreli sıcaklık uygulamasından sonra yüzey kristalizasyonu ile küçük lösit kristalleri ortaya çıkar. Çekirdeklenme ve kristalizasyon gren sınırında başlayarak yavaş yavaş grenin merkezine doğru ilerler. Lössit kristallerinin varlığı X-ray difraksiyon incelemesi ile saptanır. Lössit kristallerinin kimyasal formülü şöyledir:



Başlangıçta oluşan çok küçük lösit kristalleri hala kristalin kimyasal yapısı bakımından çok düzensizdirler. Kristal büyümesi çekirdek merkezlerinden yayılır. Bu nedenle kristaller merkezlerin çevresinde çiçek yaprakları gibi büyüyerek çiçeğe benzer bir yapı oluştururlar.



Resim 3- Lst kristallerinin taramalı elektron mikroskop görüntüsü (22)

Cam seramik çekirdek işlenmesinin birbirini izleyen aşamaları sırasında, özellikle de yaklaşık 1200 °C 'deki sıcaklık sırasında lst kristalleri büyümeye devam eder.

Empress çekirdeklerinin mikroyapısı yoğun, çatlak içermeyen bir yapıdadır.

Kristal çevresinde oblik çatlakların yönüne bağlı olan kalın bir film gelişir. Görüntüde siyah bir çizgi olarak görülür. Bu işlemler ve asitlenmemi örneklerin kullanımı ile Empress cam seramiğin asıl yapısının yoğun ve çatlaksız olduğu sonucuna varılabilir. Laboratuvar aşamaları sırasında yer alan tüm farklı işlemler lst kristallerinin daha da olgunlaşmasını ve cam matrisi içinde yeniden düzenlenmesini sağlar. Bu işlemlerden ikisi özellikle önemlidir.

Bu işlemlerden birinde tabakalama tekniği için 1180 °C ve boyama tekniği için 1050 °C olan **ıslı işlem** diğerinde **viskz akış** yer alır. Viskz akış fenomeni, cam seramik çekirdeklerin merkezindeki cam seramik malzemenin dış bölgelerden daha hızlı akmasına yol açar. Sonuçta cam fazı ve kristaller birbirine karışır (22,23).

Bu iki işlem ve bunu takiben tabakalama seramiğinin, boyamanın ve glazür piirmelerinin sinterizasyonu Resim 4'teki gibi bir mikroyapı yaratır. Bu

Elektron mikroskopik görüntüde Empress'in yoğun bir mikroyapısı olduğu ve lösit kristallerinin çatlaksız olduğu görülmektedir. Çekirdeklerin üretiminde kristal oluşumu ile pişirmeye bağlı sinterizasyon ve ısı işleme bağlı visköz akış sonucu olgunlaşma sonrasında lösit kristalleri oldukça eşdüzenli büyüme göstermektedirler. Kristallerin boyutu yaklaşık 1-5 μm 'dir.

Kristal içeriği hacimce yaklaşık % 40 olan Empress'te camdaki kristal ayrılması yüksek gerilim yaratır ve cam seramiğin özelliklerini elde etmede önemlidir. Bilimsel ve teknik açıdan bu malzeme dağılım ile güçlendirilmiştir. Özellikle dayanıklılık açısından önemli olan kontrollü gerilim oluşumu, cam matriks ve kristallerin yoğunluk ve genleşmelerindeki farklılıklar ile meydana gelir. Kristallerin büyümesine bağlı olarak camın genleşme katsayısı $11 -13 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ arasında ve bundan dolayı da çok kristalli bir üründe de $16 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ 'den fazla olarak kaydedilebilir (22).

Empress cam seramiğin asitleme gibi özel yüzey hazırlığından sonra lösit kristalleri çevresindeki mikrogerilim alanları görünür hale gelir. Bu nedenle oluşturulan kopya cam seramiğin gerçek yapısını temsil etmez, asitleme örneği sunar. Bu yapıda, asitleme ile başlatılan stres kırılmaları cam-kristal arayüzünde oluşmaya başlar. Kısa süreyle seyreltilmiş HF (% 2.5 HF, 3 sn.) ile asitleme sonucu oluşan ilk görünür mikrokırılmalar öncelikle lösit kristali içinde ve cam matriks arayüz tabakasında ortaya çıkar. Daha uzun süreli asitleme ve seramik asitleme jeli kullanımı (% 4.5 HF), cam-seramik yüzeyindeki kristallerin çözünmesine yol açabilir. Empress kronlar ve inleylerin simantasyonundan önce iç yüzeylerinin retantif olması şarttır. Böylece adeziv simantasyon için optimum

bir yüzey elde edilir. Bu alanlar sulu çözeltili HF asit ile asitlenerek optimum arayüzlü tutucu bir yüzey oluşur (22,23).

1.1.2.3. IPS Empress Sistemin Avantajları

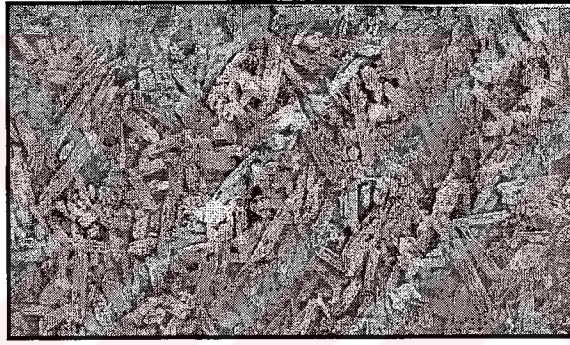
1. Alttaki malzemenin translüsentliği doğal diş dentin ve mine yapısına benzer.
2. Temel malzeme, yüksek basınçta gözenekleri yok edilmiş ve mikro-çatlakların oluşumunun engellendiği, yoğunlaştırılmış prefabrike çekirdeğe (ingot) dönüştürülür.
3. Temel malzeme stabiliteyi korur, kronun şekli değişmez, yinelenen pişirmelerde kenarları yuvarlaklaşmaz.
4. Baz malzemenin ve glaze malzemenin abrazyon değerleri doğal diş yapısına benzer.
5. Aşınma değerleri hemen hemen karşıt diş ile aynıdır. Malzemenin ince grenli yapısı, karşıt dişte mine benzeri aşınma yaratır.
6. Empress restorasyonun mum modelasyonu, seramikte modelasyon yapmaktan daha kolaydır.
7. Pişirme sonucu büzülme, pres tekniği ile elimine edilmiştir.
8. Seramik malzemenin “kayıp mum tekniği” ile enjeksiyonu, restorasyonun uyumunu artırır.
9. Önceden seramiklendirilmiş porselenin bükülme ve çekme dayanıklılığı yüksektir ve 200 MPa'dan fazladır.
10. Temel çekirdekler (ingot) önceden renklendirilmiş olduğu için komşu dişlerle renk uyumu oldukça iyidir.

1.1.3. Empress 2

1.1.3.1. Empress 2 Cam-Seramiğin Kimyası (Alt yapı Malzemesi)

Rezin bağlantılı seramik restorasyonların kullanım alanlarını genişletmek ve köprü yapılabilmesini sağlamak amacıyla SiO_2 - LiO_2 sisteminden oluşan bir cam seramik geliştirilmiştir (Empress2, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein).

Empress2 bir **lityum disilikat cam seramiktir**. Kristal fazı lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$)'tir ve cam seramiğin hacimce %70'ini kaplamaktadır. Lityum disilikatın mikro yapısı; rastgele dağılmış, birbirine kilitlemiş, küçük, plaka tarzında kristallerden meydana gelmiş değişik bir yapı gösterir (14,23).



Resim 4- Lityum disilikat kristalleri (23)

Dayanıklılık açısından bu düzen idealdir. Çünkü iğnemsiz kristaller çatlakların sapmasına, dallanması ya da küntleşmesine neden olarak bu malzemenin içindeki çatlakların lityum disilikat kristalleri tarafından tutulmasını sağlar ve eğilme direncinde artış gözlenir. Seramiğin içinde hacimce düşük olmasına karşın ikinci bir kristal faz olan lityum ortofosfat (Li_3PO_4) da bulunur (4).

Bu cam seramiğin mekanik özellikleri lüsit cam seramiklerden çok daha üstündür. Eğilme direnci 350-450 MPa'dır ve kırılma dayanıklılığı lüsit cam seramikten yaklaşık 3 kat daha fazladır. Cam matriksi ve kristal fazı arasındaki

optik uyuma bağılı olarak bu cam seramiğin oldukça translüsent olduğu ileri sürülmektedir.

Lityum disilikat cam seramiğin genleşme katsayısı 10ppm/°C'den fazla olduğundan buna uyumlu bir apatit tabakalama cam seramiği de geliştirilmiştir. Seramiklendirmeyele oluşturulan kristal fazında hidroksilapatit ($Ca_{10}(PO_4)_6 \cdot 2OH$) vardır ve doğal dişlerdeki mineyi oluşturan ana maddedir.

Dişhekimliği ya da teknolojiye kullanılan önceki lityum cam seramikler ile karşılaştırıldığında Empress2 'nin kimyasal özellikleri daha fazla gelişmiştir .

1.1.3.2. Empress2'de Kullanılan Cam Seramik Malzeme Sistemi

Bu malzeme sisteminde farklı tiplerde cam-seramikler kullanılmaktadır ve laboratuvar uygulamalarına göre iki gruba ayrılabilir: Farklı renklerde bulunan **preslenen seramikler** ve "dentin", "incisal", "transpa", "effect", ve "impulse" malzemeleri gibi **sinterize cam-seramikler**'dir. Lityum disilikat cam-seramik alt yapı, Empress2 için özel olarak tasarlanmış sinterize cam-seramikler, glazürler, ve boyalar ile kaplanır. Bu cam-seramikler **florapatit** içerirler (23). Preslenen cam-seramikler monolitik çekirdekler şeklinde üretilirken sinterize cam-seramikler toz halinde üretilirler.

IPS Empress lösit cam-seramik temel malzemesi 120 MPa ve glaze ve renklendirme malzemeleri ile birlikte yaklaşık 200 MPa kadar eğilme direnci gösterdiğinden köprü restorasyonları yapılamamaktadır. Empress2' nin geliştirilmesindeki asıl amaç köprü yapabilmektir. Geliştirme hedefleri arasında:

- 1200 °C ' nin altında visköz akış sağlanabilen laboratuvar işlemleri
- 250 MPa'ı ve yüksek kırılma sertliğini aşan kuvvet
- Doğal dişe yakın translüsensi

- Tabakalama tekniğinin uygulanarak tabakalama seramikleriyle de birlikte kullanımı
- En distaldeki dayanak diş ikinci premolar olmak şartıyla ön ve arka bölgelerde kron ve üç üyeli köprülerin yapımı için uygun olması yer alır.

Empress2 cam-seramik çekirdekleri IPS Empress lösit cam-seramiklerin preslendiği fırında işlem görür (**Resim1**) . Ancak bazı farklılıkları vardır:

- Presleme sıcaklığı 920 °C 'dir.
- Empress2 cam-seramiğin presleme davranışı lösit cam seramiklerden farklıdır.

Empress2 cam-seramik farklı bir sıcaklık-viskozite fonksiyonu göstermektedir. Buna göre çok yüksek ya da çok düşük presleme sıcaklıkları biten üründe istenmeyen özelliklerdir.

Presleme işlemi 5-15 dak. dır. Bu sürenin izlenmesi cam-seramiğin niteliği için çok önemlidir. Preslemeden sonra revetmandan çıkarılan kron ve köprülere sinterize cam-seramikler uygulanır. Sinterize cam-seramik uygulanmasından önce preslenmiş cam-seramiğe, mikroyapı oluşturmak için ek olarak ısı vermek gerekmemektedir.

Empress2 cam seramik $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$ kimyasal sisteminden ; IPS Empress cam seramik ise $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ sisteminden türetilmiştir (23).

1.1.3.3. Empress2' nin Endikasyonları

İşlem basamakları ve endikasyonları IPS Empress ile aynı olan Empress2, birinci premolar gövde olmak üzere hem ön hem de arka bölge için üç üyeli köprü yapılabilen ilk tüm seramik malzemedir. Köprü gövdesi yaklaşık 7-8 mm olup bir premolardan daha geniş olmamalıdır. Kanatlı köprüler için uygun

değildir. Dayanak dış ne olursa olsun tam ve parsiyel kronlar da bu malzeme ile yapılabilir. Eğer tüm seramik köprüye karar verilirse okluzal aralığın bağlayıcılar ve gövde için yeterli olduğundan emin olunmalıdır. Seramiğin kırılma direncinin az olması nedeniyle bazı tasarım kısıtlamaları göz önüne alınmalıdır. Bunlardan biri, klinik kron boyunun yeterli olmasıdır. Seramik için okluzalde en az 2 mm kalınlık, premolar bölgesinde bağlayıcılar ve gövde arası en az 16 mm², ve ön bölgede de 12 mm² olması gerektiğinden kısa kron boyu olan dişler Empress2 tüm seramikler için kontrendikedir. Rehber olarak preparasyonun boyu en az 4-5 mm olmalıdır. Yüksek kırılma direncinden optimum yararlanabilmek için bağlayıcıların tamamen alt yapıdan hazırlanması gerekmektedir (23).

1.1.4. Empress Cam Seramiğin Farklı Özellikleri

Malzemenin mikroyapısı kadar kimyasal yapısı da Empress cam-seramiğin özelliklerini yansıtır. Preslenmiş cam seramik olan Empress'in ve sinterize tabakalama seramiğinin arayüzü de tabakalama tekniğine göre kron yapımında belirleyicidir. Bu ara tabaka çok yoğun ve içiçe bir yapıyla karakterlidir.

1.1.4.1. Eğilme Direnci

Mekanik özellikler açısından oldukça önemlidir. Empress'in eğilme direnci temel olarak 120 MPa bulunmuştur. Bu direnç Empress revetmandan çıkarılır çıkarılmaz ısıl işlem ya da tabakalama uygulanmadan ölçülür. Direnç üzerine yapılan denemelerde kullanılan test yöntemine (yatay kırılma test örnekleri veya eğilme direnci için cam-seramik diskler) ve preparasyon örneğine (**a-** sadece revetmandan çıkarılıp işlem yapılmayanlar, **b-** aşındırılmış

örnekler , c- aşındırılmış ve polisajlı örnekler) bağlı olarak 120 MPa değerinde sapmalar görülmüştür. Bu nedenle yüzey şekline ve revetmanla oluşan tepkimeye bağlı olarak dirençte minimal bir artış veya azalma oluşabilir. Ağız ortamına uygun koşullarda yapılan deneylerde tabakalama ve glazür için ısı işlemden sonra Empress'in direncinde önemli bir artış (170 MPa) elde edilmiştir.

Sonuç olarak ısı ile oluşan iç gerilimlerin neden olduğu lösit kristallerinin çevresindeki kompresif kuvvet ve kronların, inleylerin, vb. yüzeyindeki ek makroskopik kompresif kuvvet sonucu Empress'in eğilme direnci oluşur (52).

1.1.4.2. Isıl Özellikler

Empress'in lineer ısı genleşme katsayısı işlem açısından çok önemlidir. Bu değer ISO 9693'e göre belirlenmiştir. Geçiş derecelerinin karşılaştırmasına göre tabakalama tekniği boyama tekniğinden daha yüksek sıcaklıklarda yapılmalıdır.

1.1.4.3. Optik Özellikleri

Doğal dişlerin görüntüsüne göre düzenlenmiş optik özellikler farklı malzemelerin birleştirilmesi ile elde edilmiştir. Burada, cam matriksin yapısı, kristaller, cam matriks içindeki kristallerin içeriği ve düzeni, aydınlanma ve pigmentasyon sağlayan farklı maddeler önemli rol oynar. Empress cam seramiğin opalesensi doğal dişe çok yakın olan bir madde elde edilmiştir. Boyama tekniğinde Empress cam-seramiğin optik özelliklerini arttırmak için yeni çekirdekler geliştirilmiştir.

1.1.4.4. Radyoapasite

Empress'in radyoapasitesi azdır ancak bu opasite, aspire edilen veya yutulan restorasyonların gözlenebileceği yeterliliktedir. Restoratif malzemelerin röntgende çürük saptanması için en az mine ile eşdeğer (% 200 Al) bir radyoapasiteye sahip olmaları istenir. Bu radyoapasite derecesi ISO 4049-1988 'e göre belirlenmiştir. Proksimal bölgenin daha net görülmesi istenirse % 400 Al 'luk veya daha fazla bir radyoapasite gereklidir. Son zamanlarda piyasaya sunulan kompozit simanlarda % 450-500 Al' luk bir radyoapasite bulunmaktadır.

1.1.4.5. Kimyasal Çözünürlük

Empress cam-seramiğin kimyasal çözünürlükten çok asit ortamdaki tepkisi önemlidir. Çünkü silikat malzemeler bu açıdan zayıftırlar. Bu nedenle ISO 6872 Dental Seramik, çekirdek malzemeleri için ağırlıkça % 0.5 'lik sınırlayıcı değer ile % 4 'lük asetik asit içinde dayanıklılık testi gerektirir. Bu standartlar belirlendikten sonra örneğin yüzeyindeki madde kaybı 2 mg/cm² lik maksimum bir değere göre hesaplanacaktır. Bugün çok farklı ağırlıklarda seramikler bulunduğundan bu değer gereklidir (21,23).

1.1.5. Dental Seramiğin Kimyasal Dayanıklılığı

Ağız içi kullanım açısından seramiklerin en önemli özellikleri kimyasal devamlılıklarının iyi olmasıdır ve ağız ortamında değişiklikler gösteren pH'larda ve sıcaklıklarda yıpranmaya karşı direnç göstermeleridir. Dişhekimliğinde kullanılan seramiğin kimyasal dayanıklılığı oldukça fazladır (21,28,36).

Dental seramiklerin bozunması genellikle mekanik kuvvetler veya kimyasal tepkimeler nedeniyle meydana gelir. Seramiklerin olası fizyolojik yan

etkileri, karşıt diş yapısını aşındırma eğilimleri, radyoaktif bileşenlerinden radyasyon yayılımı, kimyasal tepkimelerle yzeylerinin pürüzlenerek plak birikiminde artışa neden olmaları, abrazyon ve çözünmeye bağlı olarak güvenli olmayan elementlerin potansiyel salınımıdır.

Dental seramiklerin kimyasal dayanıklılıkları mükemmel olarak kabul edilmektedir. Aşırı miktarlarda asitli flor, amonyum biflorid veya hidroflorik asit ile karşılaşmadıkça bugün kullanılan dental seramiklerin yzeylerinin bozunma riski çok azdır. Porselendeki dışsal renklendirmeler profilaksi pastaları ve/veya asitli flor uygulamaları nedeniyle aşındırıldıkları zaman kaybolurlar. Her durumda da çözülen maddeler genellikle sindirilmez; ancak dental seramiklerin kimyasal dayanıklılıkları üzerine standart test işlemlerinin kullanıldığı ileri araştırmalar gerekliliği de ortaya konulmuştur. Hızlandırılmış dayanıklılık testleri bu tip ölçümler için gereken zamanı en aza indirmek açısından gerekli ve yararlıdır (4,28,31).

1.1.5.1. Dental Seramiğin Dayanıklılığına Sıvı Ortamın Etkisi

Suyun, silikat camlar ve diğer pek çok seramik malzemenin dayanıklılığını azalttığı bilinmektedir (41).

Dental seramiklerde de sıvı ortamın varlığında mekanik direncin düştüğü bulunmuştur (38,42,61).

Seramiklerin sıvı ortamlarda dayanıklılıklarının azalması, yorgunluk olarak adlandırılır. Bu olay çatlak öncesi küçük kuvvet dalgalanmalarına ve kuvvet birikimine neden olur; bu duruma "stres korozyonu" denir. Araştırmacılar, silikat camlarda %0,017 nem oranlarında bile stres korozyonunun gözlendiğini bildirmişlerdir (41,42).

Tüm seramik restorasyonların klinik kullanımlarına ilgi bir ölçüde bioinert malzemeler olarak kabul edilmelerinden kaynaklanır. Ancak, potansiyel kimyasal bozunmaları ve element salınımları ile ilgili güncel bilgiler oldukça kısıtlıdır ve uzun süreli biyolojik-klinik performansları ile ilgili çok az çalışma bulunmaktadır. Kimyasal bozunma malzemelerin dayanıklılık ve iyon salınımı ile ilişkili önemli bir parametredir. Metal-seramikler ve metallerin bozunmaları iyi bilinmektedir (34). Ancak tüm seramiklerle ilgili bilgi eksikliği bulunmaktadır. Geleneksel olarak "inert" kabul edilmelerine karşın, özellikle "cam fazlı" seramiklerin Na, K, Ca, Al ve Si serbestledikleri belirlenmiştir (39).

Ayrıca seramik örneklerinin insülin salınımını da azalttığı saptanmıştır (44).

Na, K, Ca ve Mg serum seviyelerindeki artışın, aritmi, kalp yetmezliği gibi önemli bazı kalp sorunlarına yol açabileceği ve özellikle serum Li seviyesinin 1.5-2.5 mmol/L'yi aştığında bazı nörolojik yan etkiler oluşturabileceği bilinmektedir (27).

Günümüzde tercih edilen ısı ve basınçla şekillenen tüm seramik sistemlerde özellikle Empress2 alt yapı malzemenin kimyasal yapısında dayanıklılığı arttırmak amacıyla lityum disilikat kullanılmaktadır ve oranı diğer cam seramiklere göre oldukça fazladır (**Tablo 5**). Alkali iyonlar camın içine camsı malzemenin ısıl genleşme katsayısını metal alaşımlara uyumlamak için ilave edilirler. Ancak bu modifiye edici iyonların eklenmesi Si-O bağlarının kırılarak camsı malzemenin kimyasal stabilitesinin azalmasına yol açar. Kimyasal bozunma cam matriksin yapısından da etkilenmektedir. Örneğin sodadan (Na_2O) yapılan camlar, potasyumdan (K_2O) yapılan camlardan daha

dayanıklıdır. Sodadan yapılan camların dayanıklılığı Ca, Mg, Sr, Zn, Ba, Zr eklenmesiyle artar ve bu iyonlar alkali iyonları hareketsiz kılar. Genel olarak alkali iyonlar cam fazda kristal fazın içinde olduğundan daha az stabildirler, dolayısıyla daha hızlı salınırlar.

1.1.6 Sodyum, Potasyum, Magnezyum ve Kalsiyum'un Etkileri

Sodyum

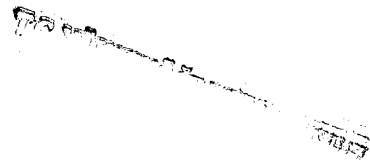
Sodyum artışında ekstrasellüler sıvı artışı, interstisiyel aralıkta artış ve ödem görülebilir. Sodyumun vücuttaki azlığında oluşabilecek sorunlar (su sodyumdan fazla ise) karaciğer, kalp ve böbrek rahatsızlıklarıdır. Lityum ile sodyumun etki mekanizması tersinirdir ve sodyum azaldığında lityum artışı ortaya çıkabilir (27).

Potasyum

Potasyum fazlalığında kalpte ritm bozuklukları, kaslarda güçsüzlük, parestezi oluşabilmektedir. Potasyumun serum düzeyinin normal sınırların altında olması durumunda ise aşırı zayıflık, kaslarda kramplar, pareteziler meydana gelmektedir. Tükürükteki potasyum konsantrasyonları plazmanın 5-10 katı fazla olabilmektedir (27).

Magnezyum

Magnezyum fazlalığı kalp rahatsızlıklarına yol açabilir. Magnezyum eksikliğinde oluşan belirtiler ise kalsiyum eksikliğinde oluşan belirtiler ile aynı olup kaslarda güçsüzlük ve yorgunluk görülebilir (27).



Kalsiyum

Kalsiyum fazlalığında kilo kaybı, bulantı-kusma gibi belirtiler oluşabilir. Kalsiyum eksikliğinde ise uykusuzluk, tetani ve kaslarda kramplar meydana gelir. Kalsiyum ve magnezyumun tüm ağız tükürüğündeki miktarları Parotis'ten fazladır ve serum düzeylerinden de yüksektir (27).

1.1.7 Lityum

Lityum, atom numarası 3 olan basit katı bir elementtir ve sodyum, potasyum, kalsiyum ve magnezyuma benzer kimyasal özellikler taşımaktadır. Lityum ağız yoluyla vücuda alınır; hızla ve tamamen emilir. Serumda zirveye ulaşması 1-1,5 saat alır. Yarı ömrü yaklaşık 5 saattir; terminal yarı ömrü ise 18-36 saattir. Terapötik dozu 300-2700 mg/d olup istenen terapötik serum seviyesi 0.7-1.2 mmol/L'dir. Serum seviyesi 2 mmol/L'yi aştığında toksik etkiler oluşabilmektedir. Atılımı, renal yol ile olur (25,27).

1.1.7.1. Lityum İntoksikasyonunda Oluşan Etkiler:

Toksisitenin derecesine bağlı, fiziksel olarak herhangi bir anomali görülmeyebilir, çok az belirti verebilir veya anomali görülebilir.

- Hafif - orta toksisite (1.5 – 2.5 mmol/L) : Genel yorgunluk, bulantı ve kusma, diare, tremor, hafif konfüzyon
- Orta - ağır toksisite (2.5 – 3.5 mmol/L) (Lethal doz: > 3.5 mmol/L) : Elde tremor, kaslarda fasikülasyonlar, hiperrefleksi, stupor, nöbet, koma, kardiovasküler kollaps belirtileri (25)

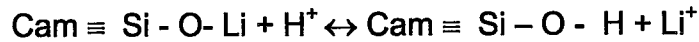
1.1.7.2. Cam Seramiklerdeki Lityum'un Su ile Etkileşimi:

Li, su ile yavaş etkileşime girerek çözünür ve Lityum Hidroksit (LiOH) ve H₂ gazına ayrışır. Çözünen hidroksit, nedeniyle oluşan solüsyon baziktir. Reaksiyon ekzotermiktir ve sodyum'a göre daha yavaştır (1).



Lityum silikat camların çözünme ve kopma oranları Li₂O yüzdesindeki azalmayla ya da Al₂O₃, MgO, ZnO ve B₂O₃ gibi üçüncü bir bileşenin eklenmesiyle yavaş yavaş düşer. B₂O₃ veya ZnO oranlarında artış olduğunda ise çözünme artar. Çözünerek kopma oranı, ayrıca camların **cam seramiklere dönüşmesiyle** de değişmektedir. Camın kimyasal dayanıklılığı temel olarak "faz ayrışması" ndan etkilenmektedir. Çözünen faz camdan ayrılarak geride hücresel, ancak sert bir silika yapısı bırakır.

Alkali silikat camlar asitlerle ya da su ile temasa geçtiklerinde camın içindeki alkali iyonlarla solusyondaki H⁺ veya H₃O⁺ iyonlar arasında bir değişim tepkimesi oluşur. Bu iyon değiştirme tepkimesi lityum ile hidrojen iyonları arasında şu şekilde olmaktadır:



Reaksiyonun oranı camın içindeki alkali ve hidrojen iyonlarının birbirine geçişi ile kontrol edilir. Silikat camların bozunması Si – O – Si ve Si – O – M bağlarının ("M" alkali bir iyonu simgeler) kırılmasını gerektirdiğinden bu bağların kuvveti, camın stabilitesinin bir ölçütüdür. Camın içinde köprü kurmayan oksijen iyonlarının varlığının da stabilitede azalmaya yol açtığı varsayılmaktadır. Faz ayrışması göstermeyen homojen bir camın kimyasal dayanıklılığı, faz ayrışması

gösteren aynı camdan daha yüksektir. Pek çok camın heterojen yapıda olmasının nedeni, likit- likit faz ayrışmasıdır ve camın kimyasal dayanıklılığı dahil olmak üzere çoğu özelliğini etkiler. Dağınık ya da bağlantılı olsun, faz ayrışmasının morfolojisi, ayrı fazlı camların çözünme oranını belirleyici bir etkidir. $\text{Li}_2\text{O} - \text{SiO}_2$ sistemindeki boşluklarla cam yapısı iki ayrı faza ayrışır: su ve asitlerde hemen hemen çözünmeyen silikadan zengin bir faz ve lityumdan zengin olan ve asitlerde yüksek çözünürlükte olan diğer faz. Al_2O_3 eklenmesi, çözünerek kopma oranını önemli ölçüde azaltmaktadır. Lityum silikat camlarda düşük ısılarda işlem den geçirmenin kimyasal dayanıklılığı arttırdığı; yüksek ısılarda ise azalttığı gösterilmiştir (1,4,16,32).

Cam seramik malzemenin içindeki alkali oksitler termal genişleme katsayısını artırarak istenen mekanik özellikleri sağlamakla birlikte kimyasal dayanıklılığı azaltmaktadır. Cam seramiğin K_2O içeriği arttıkça çözünürlük artmaktadır. pH başlangıçta artmakta, fakat zamanla azalmaktadır. Bu durum, ortama Na iyonu salınımı ile açıklanmaktadır. Ca daha az çözündüğü için K_2O azaldıkça Ca iyonu salınımı azalmaktadır. Camın içindeki Na iyonu miktarı arttıkça salınım oranı artmaktadır (32).

Çoklu element etkileşimleri ve olası klinik etkileri, insandaki tükürük ve serum gibi vücut sıvılarının detaylı analiz edilme gerekliliğini ortaya çıkarmaktadır. Biyolojik önemleri kanıtlandığında, miktarları önemsenen element tayinleri yanı sıra farklı elementlerin de tayini gerekebilecektir. Güvenilir klinik verilerin eldesi için yeni tekniklerin geliştirilmesi beklenmektedir (20).

1.1.8 TÜKÜRÜK

Ağızdaki tükürük; tükürük bezi sekresyonları, dişeti oluğu sıvısı, hücrel artıklar ve mikroorganizmaların kompleks bir karışımı olup dişlere ve ağızdaki dokulara kimyasal destek sağlar.

Tükürük berrak, hafif asidik mukoseröz eksokrin bir sekresyondur. Karışık tükürük, major ve minör tükürük bezlerinin kompleks sıvıları, dişeti oluğu sıvısı, oral bakteriler ve gıda artıkları içeren bir sıvı karışımıdır. Günlük akış miktarı 500 ml ve 1.5 L arasındadır. Normal pH'ı 6-7 arasında olup hafif asidiktir. Tükürük akışına göre pH, 5.3'ten (düşük akış hızı) 7.8'e (peak akış hızı) kadar değişebilmektedir. Uyarımsız tükürüğün pH'ının asidik olduğu (<6.4) ve tükürük akış hızı arttıkça hızla arttığı belirtilmiştir.

Tükürük örnekleri ile;

- Doğal, terapötik veya rekreasyon amaçlı verilen maddelerin doku sıvı seviyeleri,
- Emosyonel durum,
- Hormonal durum,
- İmmunolojik durum,
- Nörolojik durum,
- Beslenme/metabolik etkiler analiz edilebilmektedir (50,53).

Literatürde tükürüğün yapısı ile ilgili sınırlı sayıda kaynak bulunmaktadır. Bunun bir nedeni yapılan çalışmalar sırasında yüksek duyarlılıkta modern otomatik aygıtların ve yüksek nitelikte özgün yöntemlerin bulunmamasıdır. Bu nedenlerle uyarımsız tüm ağız insan tükürüğünün biyokimyasal yapısı yeniden incelenmiştir (**Tablo2**). Tüm ağız (karışık) tükürüğün seçilmesinin nedeni, ağız

boşluğunun fizyoloji ve patolojisiyle bireysel tükürük bezlerinden daha fazla ilişkili olmasıdır (20,50).

Tükürük kolay, non-invaziv ve ekonomik olarak toplanabildiği için tanısal testlerde plazmanın doğal bir "ultrafiltrat"ı olarak giderek yaygınlaşan bir şekilde kullanılmaktadır (40,50,53). Ancak plazmadan transfer edilmesine ek olarak tükürük bileşenleri tükürük bezlerinden ve diğer ağız dokularından kökenli de olabilmekte ve plazma ile tükürüğün biyokimyasal profilleri arasında önemli farklılıklar yaratmaktadır (26,40).

Rehak N ve ark., serum potasyum konsantrasyonlarındaki açıklanamayan artışa tükürüğün neden olabileceğini belirtmişlerdir (50).

Uyarımsız tüm ağız tükürüğünün osmolalitesinin, serumun yaklaşık 1/3'üne denk geldiği gösterilmiştir (50).

Lityum konsantrasyonu beyin, tükürük, kemik ve tiroide plazma seviyesinden daha yüksek bulunmaktadır (58).

Günlük oral Li dozu olan 0.6 ile 2.4 gm , vücutta eşit dağılımlı olmayan 0.6 ile 1.2 mmol/L serum Li düzeyini oluşturur. Serum düzeyine karşılık gelen kısmının üç ile beş katı kadar konsantrasyonda tükürüğe geçmesine karşın, yutulan Li idrar yoluyla 24 saat içinde vücuttan atılır. Dolayısıyla **tükürükte Li ölçümü, Li düzeyini belirlemede alternatif bir parametre** oluşturmaktadır.

Tükürüğün tanısal sıvı olarak tercih edilmesinin nedenleri:

- Non-invaziv, basit, güvenilir, stres yaratmayan ve ağrısız bir işlem ile elde edilmesi,
- Hasta ve hekim açısından uygun ve yinelenebilir olması,
- Toplanma süresinin kontrol edilebilir olması

- Kan testinden daha ekonomik olması,
- Tüm seramik restorasyon kenarlarının direkt olarak tükürük ile ilişkide bulunmasıdır.

Bu nedenle bu tez çalışmasında da, tüm seramik restorasyonlardan alınabilecek olan lityum ve diğer elementlerin miktarlarının, alınan tükürük örneklerinden belirlenerek serum seviyeleri ile karşılaştırılması düşünülmüştür.

Analit (birim)	Tükürük		Ortalama
	Ortalama±SS	Dağılım	Tükürük/Serum
Glukoz(mmol/l)	<0.1	-	<0.03
Protein,total(g/l)	<2	-	<0.03
Albumin(g/l)	<2	-	<0.05
Kreatinin(mmol/l)	<2	-	<0.09
Magnezyum,iyonize (mmol/l)	<0.1	-	<0.2
Sodyum (mmol/l)	9 ± 6	3-29	0.1
Magnezyum,total (mmol/l)	0.22 ± 0.11	0.08-0.56	0.3
Kalsiyum,total (mmol/l)	1.3 ± 0.27	0.88-2.05	0.6
Potasyum (mmol/l)	21.5 ± 5.7	6.4-36.6	5.8
Kalsiyum,iyonize (mmol/l)	0.98 ±0.16	0.70- 1.41	0.8
Klor (mmol/l)	16 ± 6	0-27	0.2

Tablo 2 - Tükürük ile Serumun karşılaştırmalı biyokimyasal yapıları

BÖLÜM II

GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırma, in vitro ve in vivo olmak üzere iki bölümde gerçekleştirildi. Çalışmanın in vitro bölümünde Empress2 ve üç farklı cam seramik sistemine yapay tükürük ortamında aşındırma testleri uygulanarak bu malzemelerin biyolojik etkilerinin ileride araştırılıp araştırılmayacağı konusunda bir ön çalışma yapıldı; elde edilen sonuçlar doğrultusunda in vivo çalışmalara geçildi.

2.1. İn Vitro Testler

2.1.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

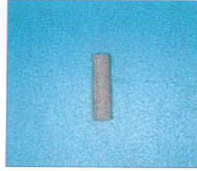
Bu çalışmada kullanılan tüm seramik malzemeler, IPS Empress, Empress2, Evopress, ve Finesse 'tir. (Tablo 3)

İsim	Kod	Tip	Üretici firma
IPS Empress	E1	lösit ile güçlendirilmiş	Ivoclar (Schaan,FL)
Empress 2	E2	lityum bazlı	Ivoclar (Schaan,FL)
Evopress	E	lösit ile güçlendirilmiş	WeGold (D)
Finesse	F	düşük oranda lösit ile güçlendirilmiş	Dentsply (UK)

Tablo 3- Çalışmada kullanılan tüm seramik malzemeler

Her bir seramik grubunda 5'er örnek olmak üzere toplam 20 adet, 5.5 mm çapında ve 15.5 mm uzunluğunda silindirik test örneği (ASTM F732 geometrisi) üretici firmaların önerdiği şekilde kayıp mum tekniği esas alınarak döküldü ve kodlandı (IPS Empress (E1) , Empress2 (E2) , Evopress (E) ,

Finesse (F) (**Tablo 3**). Örneklerin tümü çekirdek (core) malzemelerinden yapıldığı için yüzeylerine glaze uygulanmadı.



Resim 5- Aşındırma deneyi seramik örneği

2.1.2. Test Örneklerinin Temizlenmesi

- Akar su altında yıkandı.
- Ultrasonik olarak 15 dak. distile su ile yıkandı.
- Etanol içinde 15 dak. ultrasonik olarak temizlendi.
- Distile su ile yıkandı.
- Artık bırakmayan gazlı bez ile kurulandı.
- Yüzeydeki suyu almak için 3 dak. hexane içinde bekletildi.
- Gazlı bez ile kurulandı.
- Oda sıcaklığında tozsuz ortamda 30 dak. kurutuldu.

Temizleme işleminden sonra örnekler 0,0002 gr hassasiyette ölçüm yapabilen hassas terazide (Scaltec SBC 31, Scaltec Instruments, Heiligenstadt-Germany) tartılarak ilk ağırlıkları gram olarak kaydedildi. Hazırlanan örnekler ayrı plastik kaplar içinde deneyden 24 saat önce yapay tükürük içinde bekletildi.

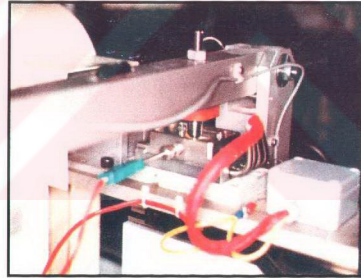
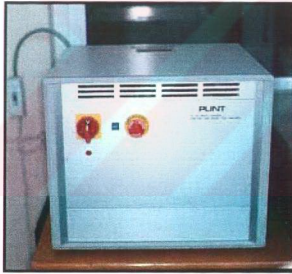
(Tablo 4)

İçerik	Miktar
CaCl_2	111 mg/L
NaH_2PO_4	360 mg/L
NaHCO_3	1680 mg/L

Tablo 4- Yapay tükürüğün kimyasal yapısı (pH=7)

Bazı yapay tükürük solüsyonlarının organik kısmı çok kısa sürede bozunmaya uğradığı için yalnız inorganik bileşenler içeren bir yapay tükürük formülü seçildi (2,3,10).

2.1.3. Aşındırma Deneyleri



Resim 6,7 - Aşındırma aygıtı

Her bir seramik örneğe, bilgisayar kontrollü, "pin-on-plate" (plaka üzerinde aşındırma) gidiş-geliş yönlü modu seçilen aşındırma test aygıtında (Tribometer TE88, Plint & Partners Co.,UK) TiN ile PVD (Physical Vapor Deposition-Fiziksel Buhar Yüklemesi) kaplanmış plaka üzerinde silindirik şeklindeki test örneklerine hızlandırılmış aşındırma işlemi uygulandı.

Testler, ağız ortamını kısmen taklit edebilmek için 37°C 'de yapay tükürük içeren kapalı bir kap içinde yapıldı. Aşınmaya bağlı ısıl etkileri azaltmak için her bir seramik test örneğine (substrat) ,1.4 mms⁻¹(Hz) hızda, 12.000 devir boyunca 5 mm gidiş-geliş mesafesinde, 4.9 N'luk sabit yük altında 1'er saat aralıkla toplam 4'er saat aşındırma işlemi uygulandı (24).

Plaka, TiN ile PVD tekniği ile kaplandıktan sonra aşınma test aygıtına monte edilmiştir. Her bir test örnek grubu için ayrı bir plaka kullanıldı. PVD teknolojisinde bir aygıtın ya da malzemenin yüzey özellikleri, alttaki yapının özellikleri ve biyomekanik işlevselliğini etkilemeksizin değiştirilebilmektedir. PVD kaplamalarda en çok TiN kullanılmaktadır çünkü aşınmaya karşı çok dirençlidir, sürtünmesi azdır ve biyouyumludur (12).

Tüm seramik örnek aygıtın örnek tutucu bölmesine yerleştirildikten sonra önceden girilmiş veriler ile yazılım programı başlatılmıştır. Her bir örneğe, oda sıcaklığında ,yapay tükürük seviyesi 50 ml'de sabit tutularak kapalı bir ünite içinde 4'er saatlik aşındırma işlemi uygulanmıştır.

Kontrol grubu olarak aşındırma işleminin uygulanmadığı yapay tükürük formülünde yapılan element analizleri sonuçları alınmıştır.

Her test seansı sonunda yapay tükürük ekstraksiyonu yapılmış, aşınmış partiküllerden filtre edilmiş ve Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Biyokimya Bilim Dalı Laboratuvarı'nda Li elementi için Atomik Absorbsiyon Spektrofotometresi'nde (Varian Spectra AA, Australia) ; Ca, Mg, Na ve K elementleri için ise otomatik analizörde (Dax[®]48, Technicon, Japan) analiz yapılmıştır. Bu elementlerin seçilme nedeni; silika'dan sonra tüm seramik

çekirdek malzemelerinin majör bileşenlerinden olmaları (**Tablo 5**) ve dolayısıyla salınım potansiyellerinin daha fazla olmalarıdır.

2.1.4. İstatistiksel Analiz

Her bir test örneğinden elde edilen veriler Ege Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü'nde SPSS 10.0 for Windows (1999 SPSS Inc.,USA) paket programı ile analiz edilmiştir. Varyansların homojenliği Levene testi ile kontrol edilmiştir.

Her bir seramik malzemedeki yapay tükürük ortamına salınan element verileri Tek Yönlü Varyans Analizi ile (One-way ANOVA) değerlendirilmiştir. Bunu izleyen karşılaştırmalarda farklı tüm seramik malzemelerin arasındaki veriler Duncan testi ile $\alpha= 0.05$ önem seviyesinde analiz edilmiştir.

	IPS Empress	Empress 2	Evopress	Finesse
Yapı	(ağırlık %)			
SiO ₂	63	57-80	48.20	60 – 65
Al ₂ O ₃	17.7	0-5	29.10	5 – 10
Li ₂ O	-	11-19	0.19	1-3
Na ₂ O	4.6	-	1.24	8 – 12
K ₂ O	11.2	0-13	15.50	5 – 10
B ₂ O ₃	0.6	-	1.16	1–3
MgO	-	0-5	2-4	-
CaO	1.6	-	1.78	1–3
BaO	0.7	-	-	-
CeO ₂	0.4	-	2.24	-
TiO ₂	0.2	-	0.24	-
P ₂ O ₅	-	0-11	0.20	-
La ₂ O ₃	-	0.1-6	-	-
F	-	-	0.15	-
ZnO	-	0-8	-	-
Ek	-	0-8	-	0-3

Tablo 5- Test edilen çekirdek malzemelerin kimyasal yapıları †

† Tablodaki değerler üretici firmalardan sağlanmıştır.

2.2 İn Vivo Testler

Çalışmanın in vivo bölümü, Empress2 tüm seramik malzemeinden ağız ortamına (tükürük) klinik olarak Na, K, Mg, Ca ve Li salınımı olup olmadığının belirlenmesi amacıyla gerçekleştirildi.

Çalışmaya, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Polikliniği'ne kısmi diş eksikliği ve/veya aşırı kron yıkımı yakınması ile başvuran, yaşları 18-45 arasında değişen, 9 bayan, 12 erkek olmak üzere 21 hasta dahil edildi. Bu hastalardan 11'ine Empress2 tüm seramik (5 bayan, 6 erkek, 9 adet kron(3 tabakalama, 6 boyama tekniğine göre), 9 üye köprü (tabakalama tekniğine göre),1 üye onley) , diğer 10'una ise metal destekli feldspatik seramik restorasyonlar (4 bayan, 6 erkek, 13 adet kron,20 üye köprü) uygulanarak 1 yıl süreyle izlendi. Aşağıda tüm seramik restorasyon uygulanan hasta gruplarına ilişkin örnekler verilmiştir:



8a

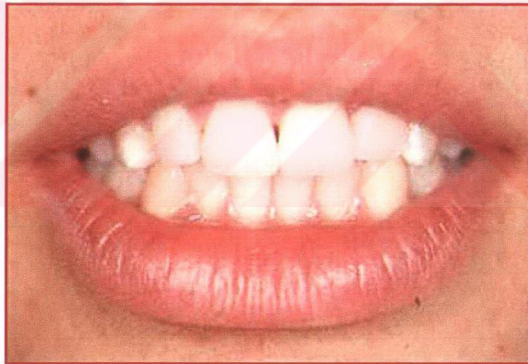


8b

Resim 8a,b- Empress2 tüm seramik onley uygulaması



9a

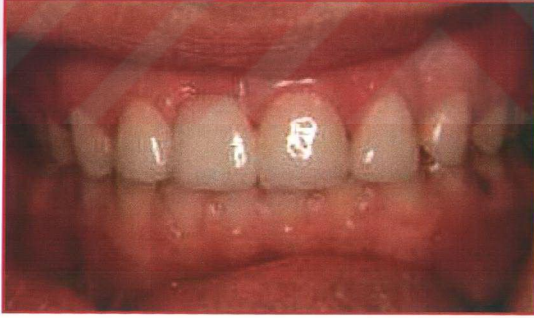


9b

Resim 9a,b- Empress2 tüm seramik kron uygulaması

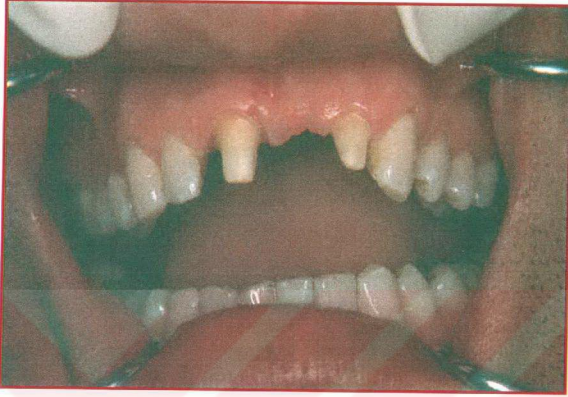


10a

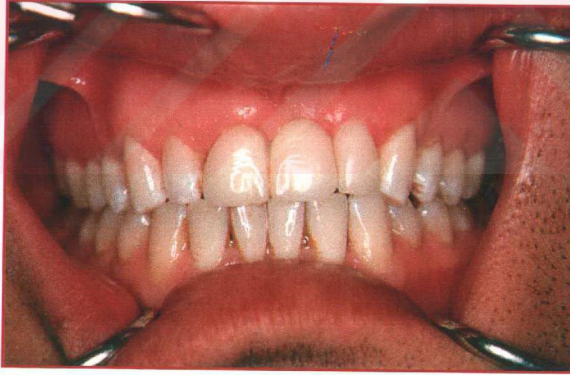


10b

Resim 10a,b- Empress2 tüm seramik köprü+lamine veneer uygulaması



11a



11b

Resim 11a,b- Empress2 tüm seramik köprü uygulaması



12a

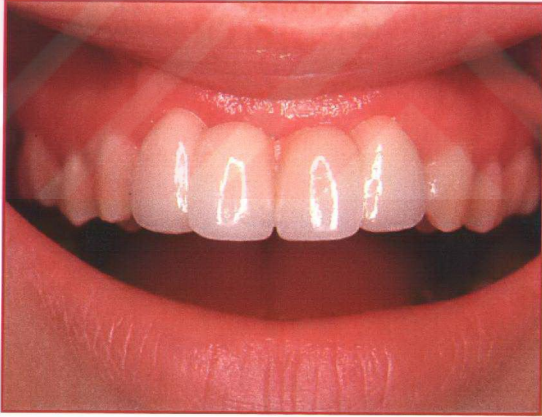


12b

Resim 12- Arka bölgede Empress2 tüm seramik kron uygulaması



13a



13b

Resim 13- Ön bölgede Empress2 tüm seramik köprü uygulaması

2.2.1. Hasta seçimi

Kontrol grubu olarak herhangi bir sistemik hastalığı olmayan; sigara ve alkol kullanmayan, plak kontrolünü iyi sağlayan ve ağızda hiçbir restorasyon bulunmayan 10 hasta seçildi. Çalışma grubu ise kontrol grubu ile aynı özellikleri taşımakla birlikte ağızda hiçbir protetik restorasyon bulunmayan ancak bir tüm seramik ya da metal destekli seramik restorasyona gereksinim gösteren bireylerdi.

2.2.2. Örneklerin Alınması

2.2.2.1. Tükürük Örneklerinin Toplanması:

Tükürük örnekleri yapılan çalışma konusunda önceden bilgilendirilmiş gönüllü hastaların oluru alınarak deneyin yapılacağı gün toplandı. Her örnek alınımında; hastalardan en az 1 saat önce kahvaltı yapmaları ve dişlerini fırçalamaları istendi.

Tükürük akış hızının uyarılmasının Li içeriği ile negatif korelasyonu bulunduğundan tüm ağız tükürüğü uyarımsız olarak toplandı. Tükürük örnekleri; sirkadian, diğer bir deyişle günlük ritim gözönüne alınarak sabah 10:00-12:00 saatleri arasında ekspektorasyon yöntemi ile 10 dak. boyunca serbest akış halinde 40 ml'lik gradyanlı polipropilen tüplere toplandı. Alınan örnekler, bu işlemin hemen ardından, +4°C'de 12.000 devir/dak.'da 10 dak. soğuk santrifüjden geçirilerek berrak olan süpernatant kısım analizler için ayrıştırıldı (9,40,56).

Ayrıca tükürük örneklerinin pH metre (Radiometer, Copenhagen, Denmark) ile pH ölçümleri de yapıldı.

2.2.2.2 Serum Örneklerinin Toplanması

Venöz kan örnekleri de tükürük örnekleri ile aynı seanslarda ayrı polipropilen tüplere alınarak hemen santrifüjden geçirildi ve süpernatant (üstte kalan) serumda elemental analizler gerçekleştirildi.

2.2.2.3. Örneklerin Toplandığı Tüplerin Sterilizasyonu

Tek kullanımlık olan 40 ml.'lik polipropilen tüpler (**Resim 16**) distile su ile 2 kere yıkandıktan sonra %10'luk HNO_3 (Merck) çözeltisinde 24 saat bekletildikten sonra yeniden distile sudan geçirilerek etüvde $50\text{ }^\circ\text{C}$ 'de 1 saat kurutuldu.



Resim 14- Örneklerin toplandığı polipropilen tüp

2.2.3. Element Analizi

Çalışma grubundaki hastalardan; tedavi öncesi bir kez, tedavi sonrası ise 3.,6. ay ve 1. yıl sonunda her bir hasta için toplam 4 kere tükürük ve kan örnekleri alınarak Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Biyokimya Bilim Dalı Laboratuvarı'nda Atomik Absorpsiyon Spektrofotometresi'nde (Varian Spectra AA, Australia) Li, otomatik analizörde (Dax[®]48, Technicon, Japan) ise **Na**, **K**, **Ca** ve **Mg** elementlerinin tayini yapıldı. Kontrol grubundaki hastalardan 1 defa alınan tükürük ve kan örneklerinde de aynı analizler gerçekleştirildi.

2.2.4- İstatistiksel Analizler

Kontrol grubu ve Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik uygulanan bireylere ait başlangıç, 3.ay, 6.ay , 1.yıldaki Na, K, Mg, Ca, Li elementlerinin tükürük ve serum değerleri ile tükürükteki pH değişimleri, ayrıca yaş ve uygulanan restorasyonların üye sayıları **EK 1**'deki forma göre ayrı ayrı kaydedilmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri Ege Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü'nde SPSS 11.0 for Windows paket programı ile gerçekleştirilmiştir.

Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik gruplarına ait tükürük ve serum değerlerinin dört farklı ölçüm zamanındaki değişimleri ile ilgili verilerin eldesinde $\alpha = 0.05$ önem seviyesinde "Tek Yönlü Varyans Analizi" kullanılmıştır. Ölçüm zamanlarının arasında element/elementler arasındaki değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu bu değişimlerin hangi gruplarda ve hangi zaman aralıklarında olduğunu belirlemede ise sırası ile "Tekrarlayan ölçümler İçin Varyans Analizi" ve "Bonferroni-İkili Karşılaştırmalar" testleri kullanılmıştır.

Kontrol grubu ile Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik uygulanan bireylerde Na, K, Mg, Ca ve Li tükürük ve serum ortalama değerlerinin zamana göre değişimlerinin incelenmesinde farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu bu farklılığın hangi seramik grupları arasında olduğunu belirlemek amacıyla "Post Hoc" testlerinden "Bonferroni-Çoklu Karşılaştırmalar" testleri uygulanmıştır.

Tükürükteki dört farklı ölçüm zamanında pH değerlerini gruplar arasında incelemek için "Tek Yönlü Varyans Analizi" kullanılmıştır.

Yaş ve restorasyon üye sayısına bağlı olarak elementlerin salınımlarındaki zamana bağlı değişimler yine "Tek Yönlü Varyans Analizi" ile incelenmiştir.

Empress2 tüm seramik grubunda protez üretim tekniklerine göre element salınımindaki zamana bağlı değişimler "Mann-Whitney U" ve "Wilcoxon W" testleri kullanılarak incelenmiştir.



BÖLÜM III

BULGULAR

3.1 İn Vitro Bulgular

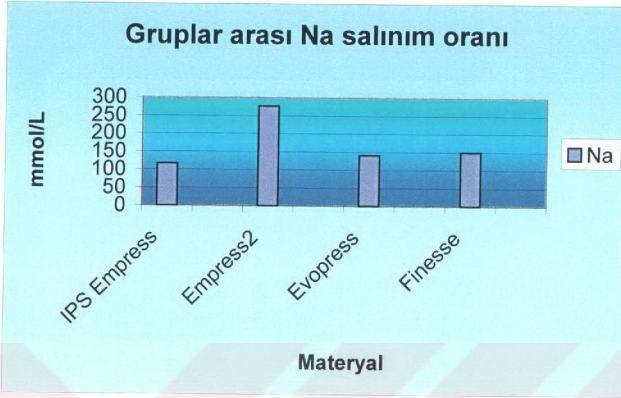
IPS Empress, Empress2, Evopress ve Finesse'ten oluşan dört farklı cam seramik grubu arasında, element salınım oranlarının önem düzeyini saptamak için yapılan Tek Yönlü Varyans Analizi'nde (ANOVA) Na, K, Ca ve Mg salınım düzeylerinde kontrol grubuna göre cam seramik grupları arasında farklılık anlamlı görülmez iken ($P \geq 0.05$) Li düzeyleri açısından anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($P < 0.05$) (**Tablo 6**).

Yapılan Duncan testi, dört farklı cam seramikten salınan Na, K, Ca ve Mg elementlerinin yapay tükürükteki oranlarının birbirine göre anlamlı farklılık sergilemediğini ($P \geq 0.05$), ancak Li salınımının lityum bazlı cam seramik için (Empress2) diğer cam seramik gruplarından daha fazla olduğunu göstermiştir.

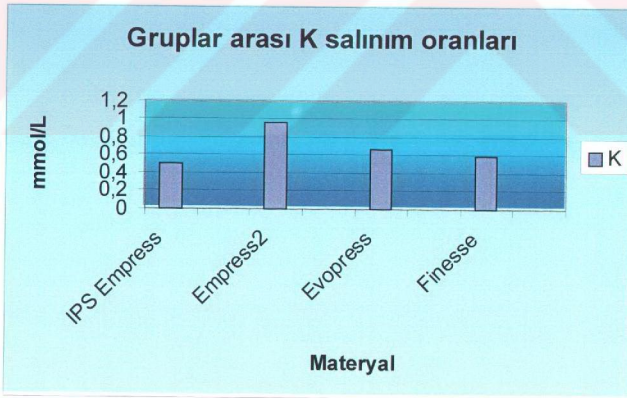
N=5	IPS Empress	Empress2	Evopress	Finesse	Kontrol (yapay tükürük)
mmol/L	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort \pm SS	Ort
Na	117 \pm 44	277 \pm 161	141 \pm 17	150 \pm 36	120
K	0,5 \pm 0,1	0,96 \pm 0,5	0,66 \pm 0,05	0,6 \pm 0,2	0,1
Mg	0,01 \pm 0,01	0 \pm 0	0,15 \pm 0,21	0,02 \pm 0,01	0,01
Ca	0,73 \pm 0,06	0,83 \pm 0,58	0,6 \pm 0,2	0,9 \pm 0,06	1,4
Li	0,04 \pm 2,5	11,5 \pm 5,8	5,5 \pm 1,9	7,7 \pm 4,4	0,00016

Tablo 6- Deney gruplarında yapay tükürük ortamına element

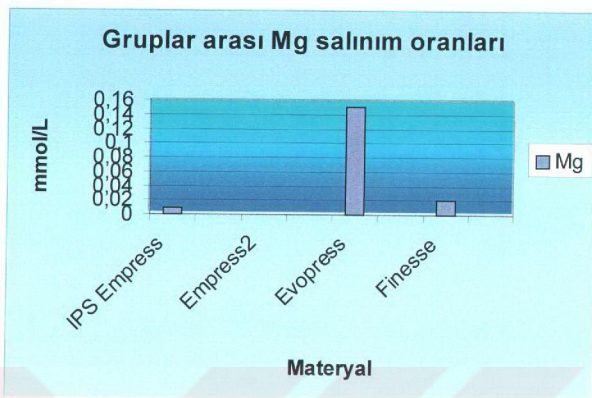
salınım değerleri



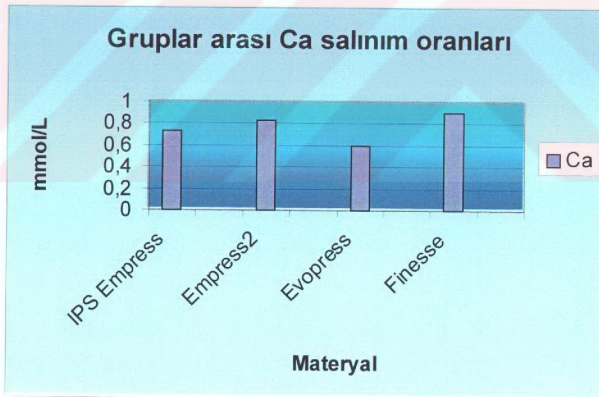
Grafik 1



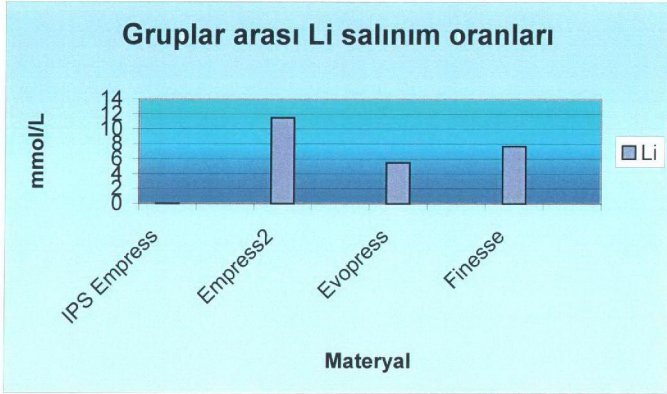
Grafik 2



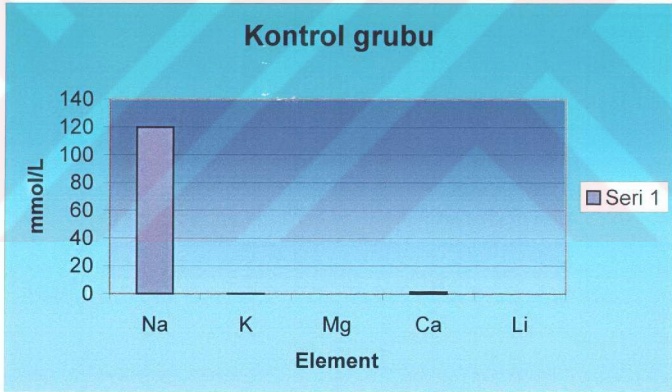
Grafik 3



Grafik 4



Grafik 5



Grafik 6

Tüm seramik gruplarından yapay tükürük ortamına salınan element oranlarına ilişkin grafikler

3.2. İn Vivo Bulgular

Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik uygulanan hastalardan alınan başlangıç (0), 3.ay, 6.ay ve 1.yıl tükürük ve serum Na, K, Ca, Mg ve Li değerleri ile kontrol grubundan elde edilen değerlerin istatistiksel analizleri, SPSS 11.0 for Windows paket programı ile gerçekleştirildi.

Öncelikle her gruba ait element salınım oranlarının farklı zaman aralıklarında tükürük ve serumdaki ortalama değerleri elde edilmiştir.

Başlangıçtaki tükürük ve serum Na, K, Ca, Mg, Li değerleri ile tükürük pH ölçümlerini diğer zaman aralıklarındaki (3.ay, 6.ay ve 1.yıl) element ve pH ölçümleri ve kontrol grubu değerleri ile karşılaştırmak için "**Tek Yönlü Varyans Analizi**" (ANOVA) kullanılmıştır.

3.2.1. Tükürük Değerleri

Tükürükte kontrol grubuna ait Na, K, Mg, Ca ve Li elementlerine ilişkin değerlerin istatistiksel analizinden elde edilen ortalamaların, literatürde verilen değerlerle uyumlu olduğu görülmüştür. (Tablo 7)

mmol/L	Kontrol (N =10)	Literatürdeki Veriler
	Ort ± SS	Ort ± SS
Na	11,8 ± 6,40	9± 60
K	22,13±3,10	21,5±5,70
Mg	0,63 ± 0,30	0,22 ± 0,11
Ca	4,28 ± 1,50	1,30 ± 0,27
Li	0,0006± 0	-

Tablo 7 - Tükürük element değerleri

3.2.1.1. Empress2 Tüm Seramik Grubuna İlişkin Tükürük Değerleri

Empress2 uygulanan hastaların K dışında Na, Mg, Ca ve Li başlangıç, 3.ay, 6.ay ve 1.yıl zaman aralıklarındaki element salınım oranlarına göre yapılan istatistiksel analizlerde zamana göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P \geq 0.05$).

Ortalama Na değerinin başlangıç değerine göre 3. ayda arttığı, ancak bu artışın 6. ayda aynı kaldığı ve 1. yılın sonunda azaldığı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$). **(Tablo 8) (Grafik 7)**

Empress2 tüm seramik grubunda ortalama K değerinin başlangıç değerine göre 3.ayda bir miktar arttığı, 6.ayda ve 1.yılda ise azaldığı izlenmiştir. **(Tablo 8) (Grafik 7)**. Tükürükteki ortalama K değeri açısından dört farklı ölçüm zamanındaki değişimler istatistiksel olarak anlamlı ($P=0,03$) bulunduğundan hangi seramik grubunda hangi zaman aralıklarında anlamlı olduğu **“Tekrarlayan Ölçümler için Varyans Analizi”** ile incelenmiştir. Empress2 tüm seramik uygulanan grupta K'un dört farklı zamandaki ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı ($P=0,037$) bulunmuştur. Hangi zaman aralıklarında anlamlı bulunduğu ise **Bonferroni-İkili Karşılaştırmalar** testi ile incelenmiş ve başlangıç(0) ile 1.yıl arasında K'un arttığı ve bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($P < 0,05$) görülmüştür.

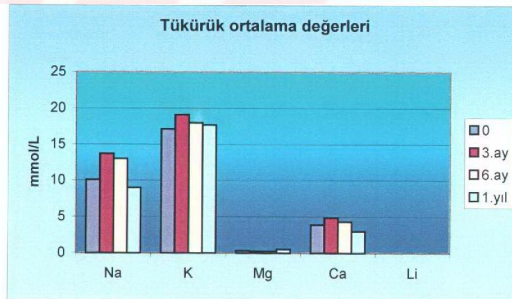
Ortalama Mg değerinin 3. ve 6. aylarda başlangıç değerine göre azaldığı ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($P \geq 0.05$), 1.yılda ise başlangıç ve 3., 6. ay ortalama değerlerine göre arttığı ve bu artışın da anlamlı olmadığı ($P \geq 0.05$) görülmüştür. **(Tablo 8) (Grafik 7)**

Ortalama Ca değerinin başlangıç değerine göre 3. ve 6. aylarda arttığı, ancak 6. ayda başlangıç değerinden daha yüksek ve 3. aydan daha düşük olduğu, 1.yılda ise başlangıç, 3. ve 6. ay değerlerine göre azaldığı ancak bu değişimlerin anlamlı olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$). (Tablo 8) (Grafik 7)

Ortalama Li değerinin 3. ayda başlangıç değerine göre arttığı, 6. ayda azaldığı ve 1. yılda ise başlangıç, 3. ve 6. ay değerlerine göre arttığı, ancak bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$). (Tablo 8) (Grafik 7)

N:11	0	3.ay	6.ay	1.yıl
mmol/L				
	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
Na	10,09 ± 6,12	13,7 ± 9,0	13,00 ± 8,80	9 ± 2,70
K	17,10 ± 6,91	19,1 ± 4,20	18,00 ± 3,61	17,7 ± 2,20
Mg	0,33 ± 0,29	0,26 ± 0,15	0,26 ± 0,21	0,52 ± 0,75
Ca	3,93 ± 1,60	4,9 ± 1,73	4,33 ± 1,80	3,01 ± 1,91
Li	0,0003 ± 0	0,0004 ± 0	0,0003 ± 0	0,0005 ± 0

Tablo 8 - Empress2 grubunda dört farklı ölçüm zamanında ortalama tükürük element değerleri



Grafik 7 – Empress2 grubunda 1 yıl boyunca tükürükteki element salınım değerleri

3.2.1.2. Metal Destekli Seramik Grubuna İlişkin Tükürük Değerleri

Metal destekli seramik uygulanan olguların K dışında Na, Mg, Ca ve Li'un başlangıç, 3.ve 6.ay ve 1.yıl sonundaki ortalama salınım değerlerinin istatistiksel analizlerinde zamana göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P \geq 0.05$).

Ortalama Na değerinin 3. ve 6. aylarda ve 1.yılda başlangıç değerine göre azaldığı ancak bu azalmanın anlamlı olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$).

(Tablo 9) (Grafik 8)

Ortalama K değerinin 3.,6. aylarda ve 1.yılda başlangıç değerine göre artış gösterdiği ancak 3., 6. aylarda ve 1.yılda değişiklik göstermediği görülmüştür. **(Tablo 9) (Grafik 8)** Tükürükteki ortalama K değeri açısından dört farklı ölçüm zamanındaki değişimler istatistiksel olarak anlamlı ($P=0,03$) bulunduğundan hangi seramik grubunda hangi zaman aralıklarında anlamlı olduğu **"Tekrarlayan Ölçümler için Varyans Analizi"** ile incelenmiştir. **Bonferroni- İkili Karşılaştırmalar** testi ile metal destekli seramik grubunda dört farklı K ölçümü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$).

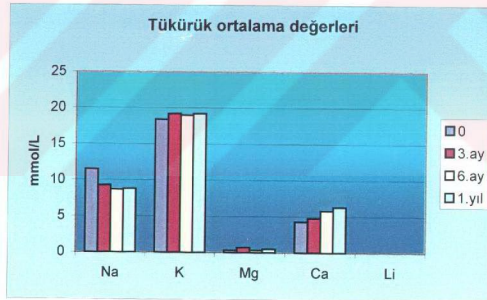
Ortalama Mg değerinin 3. ayda başlangıç ortalama değerine göre arttığı, 6.ayda ise yine başlangıç değerine döndüğü ve 1.yılda ise başlangıç ve 6. ay değerlerine göre arttığı ancak 3.ayda elde edilen değerden daha düşük olduğu gözlenmiştir. **(Tablo 9) (Grafik 8)**

Ortalama Ca değerinin 3., 6. aylarda ve 1.yılda başlangıç değerine göre ve ölçüm zamanları arasında artan yönde değiştiği, ancak aralarında anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır ($P \geq 0.05$). **(Tablo 9) (Grafik 8)**

Ortalama Li değeri 3. ve 6. aylarda başlangıç değerinden daha yüksek ve eşit olmakla birlikte 1.yılda azalarak başlangıç değerine ulaşmış ve ölçüm zamanları arasında anlamlı bir fark görülememiştir ($P \geq 0.05$). (Tablo 9) (Grafik 8)

N:10	0	3.ay	6.ay	1.yıl
mmol/L	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
Na	11,50±4,30	9,30±3,90	8,70±2,90	8,80± 3,40
K	18,40±5,60	19,20±4,60	19±4	19,2± 3,40
Mg	0,32±0,20	0,70± 0,70	0,33±0,20	0,50± 0,30
Ca	4,30±1,60	4,80±1,20	5,80±3,40	6,30± 3,30
Li	0,0003±0	0,0005±0	0,0005±0	0,0003±0

Tablo 9 - Metal destekli seramik grubunda dört farklı ölçüm zamanında ortalama tükürük element değerleri



Grafik 8- Metal destekli seramik grubunda 1 yıl boyunca tükürükteki element salınım değerleri

	Kontrol		Empress2			Metal Destekli			
	0	0	3	6	1 yıl	0	3	6	1 yıl
Na	11,8	10,09	13,7	13	9	11,5	9,3	8,7	8,8
K	22,18	17,1	19,1	18	17,7	18,4	19,2	19,8	19,2
Mg	0,63	0,33	0,26	0,26	0,52	0,32	0,7	0,33	0,5
Ca	4,28	3,93	4,9	4,33	3,01	4,3	4,8	5,8	6,3
Li	0,0006	0,0003*	0,0004	0,0003	0,0005	0,0003**	0,0005	0,0005	0,0003

*; Kontrol - Empress2 tüm seramik , P=0,015

**; Kontrol - Metal Destekli seramik , P=0,012

Tablo 10 – Kontrol grubu ve çalışma gruplarına ilişkin dört farklı ölçüm zamanındaki ortalama tükürük element değerleri

Kontrol grubu ile Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik uygulanan bireylerde Na, K, Mg, Ca ve Li ortalama değerlerinin zamana göre değişimlerinin Tek Yönlü Varyans Analizi'ne göre incelenmesinde; yalnızca başlangıç Li ortalama değerlerinin gruplar arasında anlamlı fark ($P < 0,05$) ($P = 0,008$) sergilediği görülmüştür. Bu farklılığın hangi seramik grupları arasında anlamlı olduğunu belirlemek amacıyla **Post Hoc** testlerinden **Bonferroni-Çoklu Karşılaştırmalar** testleri uygulanmış ve kontrol grubu ile Empress2 tüm seramik ile kontrol grubu ve metal destekli seramik grubu tükürük başlangıç Li düzeyleri arasındaki fark Empress2 için $P = 0,015$ ve metal destekli seramik için ise $P = 0,012$ olmak üzere istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. (**Tablo 10, 11**)

Li		P	Na	P		K	P	Mg	P	Ca	P			
E	M	1	E	M	1	E	M	1	E	M	1			
	K	0,015		K	1		K	0,29		K	0,09	K	1	
M	E	1	M	E	1	M	E	1	M	E	1	M	E	1
	K	0,012		K	1		K	0,61		K	0,07		K	1
K	E	0,015	K	E	1	K	E	0,29	K	E	0,09	K	E	1
	M	0,012		M	1		M	0,61		M	0,07		M	1

Tablo 11- Bonferroni testine göre elementlerin başlangıç düzeylerinin kontrol ve seramik gruplarındaki anlamlılık değerleri (E: Empress2 , M: Metal destekli seramik, K: kontrol)

Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik protetik restorasyonların zamana göre ortalama tükürük Na, K, Mg, Ca ve Li değerlerinin birbirine göre istatistiksel olarak analizinde anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($P \geq 0.05$).

3.2.2. Tükürükte pH Ölçümlerine İlişkin Bulgular:

Kontrol grubunda ve Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik restorasyon uygulanan gruplarda başlangıç(0), 3.ay, 6.ay ve 1.yılda yapılan tükürük pH ölçümlerinin istatistiksel olarak incelenmesinden elde edilen ortalama pH değerlerinin literatürdeki verilerle uyumlu olduğu ve zamana göre anlamlı bir değişiklik göstermediği saptanmıştır ($P \geq 0.05$). (Tablo 12)

Kontrol	Empress2				Metal Destekli			
	0	3	6	1 yıl	0	3	6	1 yıl
6,8±0,42	7±0	7±0	6,8±0,33	7±0	6,63±0,54	6,94±0,56	6,68±0,53	7±0,71

Tablo 12- Tükürük pH değişimleri

Empress2 tüm seramik restorasyon kullanan bireylerde tükürükte zamana bağlı olarak pH değişimlerinin incelenmesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır ($P \geq 0.05$). **(Tablo 12)**

Metal destekli seramik kullanan bireylerde tükürükte zamana bağlı olarak pH değişimleri incelendiğinde ölçüm zamanları arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$). **(Tablo 12)**

Empress2 tüm seramik kullanan bireylerde tükürük pH'ına bağlı olarak **Na** salınımında bir değişiklik olup olmadığı yapılan nonparametrik korelasyon analizleriyle belirlenmiş ve aralarında doğrusal olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır.

Empress2 tüm seramik uygulanan bireylerde nonparametrik korelasyon analizleri sonucunda pH'a göre **K** salınımında doğrusal bir ilişki belirlenememiştir.

Empress2 tüm seramik protetik restorasyon uygulanan olgularda nonparametrik korelasyon analizleri sonucuna göre pH'a bağlı olarak **Mg** salınımı arasında doğrusal bir ilişki görülememiştir.

Empress2 tüm seramik restorasyon uygulanan bireylerden elde edilen değerlerle yapılan nonparametrik testlerde pH'a bağlı olarak ölçüm zamanları içinde **Ca** salınımı açısından doğrusal olarak anlamlı bir ilişki bulunamamıştır.

Empress2 tüm seramik protetik restorasyon kullanan bireylerde pH'a göre **Li** salınımı arasında doğrusal bir ilişki olup olmadığını belirlemek için yapılan nonparametrik korelasyon testlerinde doğrusal bir ilişki görülememiştir.

Metal destekli seramik grubunda pH'a bağlı olarak **Na** salınımında ölçüm zamanları arasında doğrusal olarak anlamlı bir ilişki görülmemiştir.

pH'a bağlı **K** salınımındaki ilişkileri incelemek için yapılan nonparametrik korelasyon testlerinin sonucuna göre metal destekli seramik grubunda ölüm zamanları içinde artma/azalma yönünde doğrusal olarak anlamlı bir ilişki görülmemiştir.

Metal destekli seramik grubuna ilişkin **Mg** salınımında pH'a bağlı ilişkiler incelendiğinde ölüm zamanları içinde aralarında doğrusal olarak anlamlı bir ilişki görülememiştir.

Metal destekli seramik grubunda **Ca** salınımının pH'a bağlı değişimleri incelendiğinde dört farklı ölüm zamanında aralarında doğrusal olarak anlamlı bir ilişki görülememiştir.

Yine metal destekli seramik grubunda tükürük pH değişimlerine bağlı olarak **Li** salınımındaki değişiklikler nonparametrik korelasyon testleriyle değerlendirildiğinde ölüm zamanları içinde aralarında doğrusal olarak anlamlı bir ilişki görülememiştir.

Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik restorasyonlarda tükürükte yaşa ve ye sayısına bağlı olarak Na, K, Mg, Ca ve Li salınım oranları Tek Yönlü Varyans Analizi ile incelenmiştir. Dört farklı ölüm zamanında bu elementlerin hiçbirinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülememiştir.

Empress2 ve metal destekli seramik gruplarında, dört farklı ölüm zamanında tükürük pH'ındaki değişikliklerin Na, K, Mg, Ca ve Li salınım oranlarına, artma ya da azalma yönünde anlamlı bir etkisi görülememiştir ($P \geq 0,05$) ($P=0,263$). Dört lm zamanı ile Empress2 ve metal destekli seramik uygulanan grupların arasındaki etkileşim de istatistiksel olarak anlamlı

bulunamamıştır. Empress2 ve metal destekli seramik grupları arasında tükürük pH düzeyleri açısından anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. (P=0,180).

3.2.3. Serum Değerleri

Serumda kontrol grubundaki Na, K, Mg, Ca ve Li ortalama salınım değerlerine ilişkin değişiklikler ile başlangıç(0), 3.ay, 6.ay ve 1.yılda yapılan Na, K, Mg, Ca ve Li ölçümlerinin istatistiksel analizinden elde edilen ortalamalar, Li dışında * literatürdeki veriler ile uyumlu bulunmuştur. (Tablo 13)

mmol/L	Kontrol (N=10)	Literatürdeki veriler
	Ort ± SS	Ort ± SS
Na	140 ±2,7	135-145
K	4,5 ±0,3	3,5-5,5
Mg	2,003±0,08	1,25-2,5
Ca	9,5 ± 0,3	8,5-10,5
Li	0,03 ± 0	-

Tablo 13- Serum element değerleri

* Literatürde sağlıklı bireylerdeki serum Li düzeyine ilişkin herhangi bir veriye rastlanamamıştır. Lityum kullanan hastalarda serumda olması gereken terapötik doz 0,6-1,4 mmol/L'dir. Vaughan MA. ve ark.'nın 20 sağlıklı birey üzerinde serum Li düzeyleriyle ilgili yaptıkları çalışmada serum normal Li düzeyinin 0.57-1.87 mmol/L arasında olabileceği belirtilmiştir.

3.2.3.1. Empress2 Tüm Seramik Grubuna İlişkin Serum Değerleri

Empress2 uygulanan hastaların başlangıç, 3.ay, 6.ay ve 1.yıl zaman aralıklarına göre yapılan Na, K, Mg, Ca ve Li ortalama değerlerinin istatistiksel analizlerinde zamana göre serum değerlerindeki değişimlerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P \geq 0.05$).

Ortalama Na değerinin 3., 6. aylarda ve 1.yılda başlangıç değerine göre bir miktar azaldığı ve ölçüm zamanları arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$). **(Tablo 14) (Grafik 9)**

Ortalama K değerinin başlangıç değerine göre 3. ve 6. aylarda ve 1. yılda arttığı ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$). **(Tablo 14) (Grafik 9)**

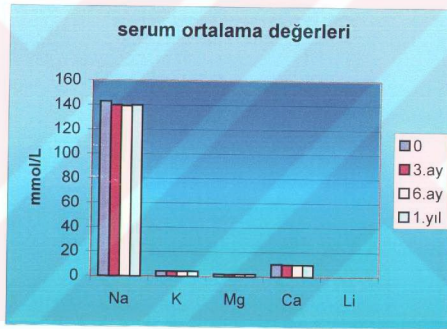
Ortalama Mg değerinin başlangıç değerine göre 3. ve 6.ayda azaldığı, 1.yılda ise başlangıç değerine göre arttığı ancak bu değişimlerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$). **(Tablo 14) (Grafik 9)**

Ortalama Ca değerinin 3. ve 6. aylarda başlangıç değerine göre azaldığı ve 1. yılda başlangıç ve 3. ay değerlerine göre arttığı ancak bu değişimlerin de anlamlı olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$). **(Tablo 14) (Grafik 9)**

Ortalama Li değerinin 3. ayda başlangıç değeri ile aynı kaldığı, 6.ayda arttığı, 1.yılın sonunda ise başlangıç, 3. ve 6.aya göre azaldığı ancak bu değişimlerin de anlamlı olmadığı görülmüştür ($P \geq 0.05$). **(Tablo 14) (Grafik 9)**

N:11	0	3.ay	6.ay	1.yıl
mmol/L	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
Na	143 ± 2,80	140 ± 3,80	139 ± 6,20	140 ± 3,90
K	4,12 ± 0,40	4,2 ± 0,40	4,2 ± 0,60	4,2 ± 0,40
Mg	2,04 ± 0,42	1,9 ± 0,20	2 ± 0,30	2,1 ± 0,30
Ca	10,3 ± 0,70	9,9 ± 0,70	9,8 ± 0,9	9,83 ± 0,76
Li	0,02 ± 0,03	0,02 ± 0	0,03 ± 0,03	0,01 ± 0,01

Tablo 14- Empress2 grubunda dört farklı ölçüm zamanında serumdaki ortalama element değerleri



Grafik 9- Empress2 tüm seramik grubunda 1 yıl boyunca serumdaki element salınım değerleri

3.2.3.2. Metal Destekli Seramik Grubuna İlişkin Serum Değerleri

Metal destekli seramik uygulanan olguların Na, K, Ca ve Li başlangıç(0), 3.ve 6.ay serum değerleri ile 1.yıl serum değerlerinin istatistiksel analizlerinde zamana göre anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P \geq 0.05$).

Ortalama Na değerinin 3.ve 6. aylarda başlangıç değerine göre azaldığı, 1.yılda da 3. ve 6. aylara göre arttığı ancak bu artışın yine başlangıç değerinden az olduğu görülmüştür. Ölüm zamanları arasında ortalama element salınım oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülememiştir ($P \geq 0.05$).

(Tablo 15) (Grafik 10)

Ortalama K değerinin 3., 6. aylarda ve 1. yılda başlangıç değerine göre artış gösterdiği ancak bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur ($P \geq 0.05$). **(Tablo 15) (Grafik 10)**

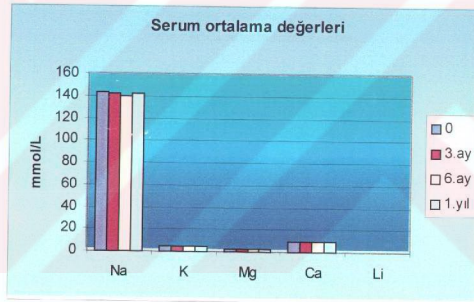
Serum Mg lm zamanları arasında metal destekli seramik grubunda dört farklı ölüm zamanı arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı ($P=0,05$) bulunmuştur. Bu nedenle hangi sürede/srelerde ilişki olduğunu belirlemek için yapılan **Bonferroni-İkili Karşılaştırma** testlerinde başlangıç ölümü ile 6.ay ölümü arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P < 0,05$).

Ortalama Ca değerinin 3. ve 6. aylarda başlangıç değerine göre azaldığı, 1.yılda ise başlangıçtan ve 3. aydan daha az olmasına karşın 6. aya göre artmış olduğu görülmüştür. Artma/azalma yönünde ise anlamlı bir fark görülmemiştir ($P \geq 0.05$). **(Tablo 15) (Grafik 10)**

Ortalama Li değeri 3., 6. aylarda ve 1.yılda başlangıç değerinden daha düşük bulunurken aralarındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P \geq 0.05$). **(Tablo 15) (Grafik 10)**

N:10	0	3.ay	6.ay	1.yıl
mmol/L	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
Na	143 ± 3,05	142±2,70	140± 3,16	142± 2,90
K	4,2 ± 0,38	4,3±0,34	4,38± 0,50	4,5± 0,30
Mg	2,3 ± 0,34	2,07±0,30	1,92± 0,30	2,07± 0,20
Ca	9,9 ± 0,90	9,8±0,60	9,3± 0,80	9,62± 0,70
Li	0,02± 0,01	0,018±0,01	0,008±0,007	0,017±0,007

Tablo15- Metal destekli seramik grubunda dört farklı ölçüm zamanında serumdaki ortalama element değerleri



Grafik 10- Metal destekli seramik grubunda 1 yıl boyunca serumdaki element salınım değerleri

Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik protetik restorasyonların zamana göre serum Na, K, Mg, Ca ve Li değerlerinin birbirine göre istatistiksel olarak analizinde anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($P \geq 0.05$).

3.2.4. Yaş ve Restorasyon Üye Sayısına Bağlı Olarak Element

Salınımindaki Değişimler

Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik restorasyonlarda serumda **yaşa ve restorasyon üye sayısına** bağlı olarak Na, K, Mg,Ca ve Li salınım oranları Tek Yönlü Varyans Analizi ile incelenmiştir. Dört farklı ölçüm zamanında bu elementlerin salınım oranlarının hiçbirinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülememiştir ($P \geq 0.05$).

Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik gruplarında tükürük ve serum element değişimleri arasında dört farklı ölçüm zamanında bir korelasyon bulunamamıştır.

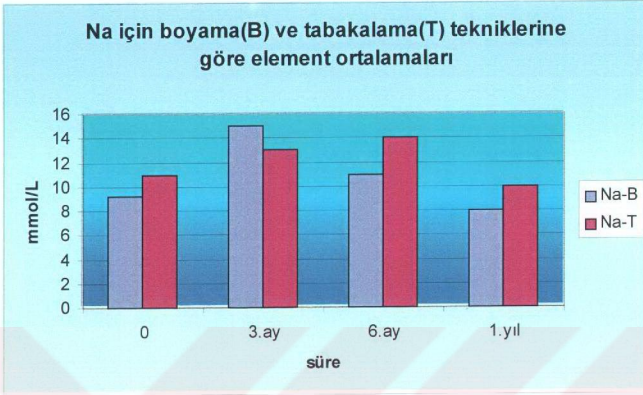
3.2.5. Empress2 Tüm Seramik Grubunda Üretim Tekniklerine Göre

Element Salınımindaki Değişimler

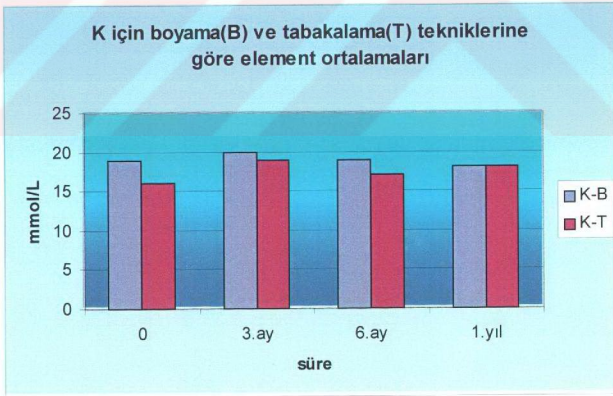
Empress2 tüm seramik grubunda **üretim tekniklerine göre** "Mann-Whitney U" ve "Wilcoxon W" testleri kullanılarak yapılan değerlendirmede boyama ve tabakalama yoluyla yaptığımız protetik restorasyonları kullanan bireylerden elde edilen tükürük ve serum ortalama Na, K, Mg, Ca ve Li elementlerinin başlangıç(0), 3.ay, 6.ay ve 1.yıl tükürük ve serum salınım değerleri, boyama ve tabakalama teknikleri için ayrı ayrı kaydedilmiştir. Sonuçlar istatistiksel olarak incelendiğinde, her iki teknikte hiçbir ölçüm zamanında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($P \geq 0.05$).

Nboy:5	Na		K		Mg		Ca		Li
	B	T	B	T	B	T	B	T	
Ntab:6	Na		K		Mg		Ca		Li
mmol/L	B	T	B	T	B	T	B	T	
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
0	9,2±5,7	11±7	19±8	16±7	0,3±0,2	0,4±0,4	3,1±0,9	4,6±1,8	0,0003±0,0002
3.ay	15±11	13±8,4	20±6	19±3,3	0,2±0,01	0,3±0,2	5,6±1,4	4,4±1,9	0,0004±0,0003
6.ay	11±5	14±11	19±1,2	17±4,4	0,16±0,12	0,3±0,2	6±1,7	4±1,6	0,0003±0,0003
1.yil	8±2	10±4	18±3	18±2	0,7±1,1	0,3±0,01	2±2,1	4,03±1,3	0,0004±0,0005

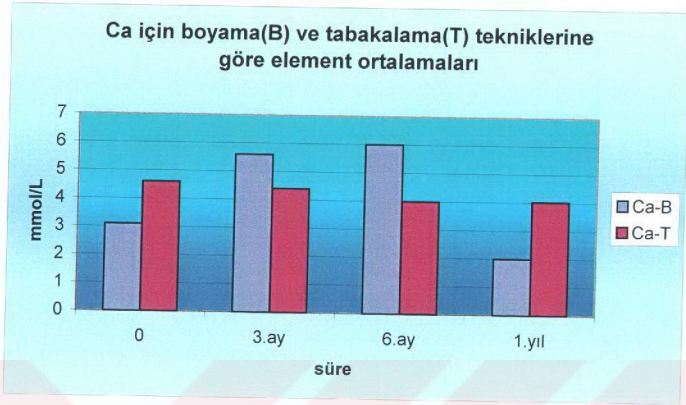
Tablo 16- Empress2 grubunda tabakalama-boyama tekniklerinin karşılaştırılması
(tükürük değerleri)



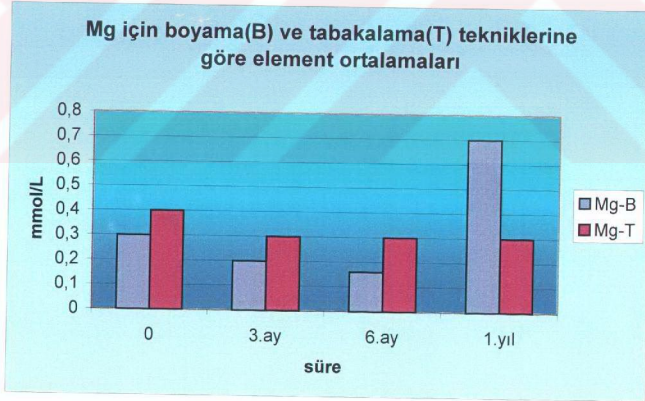
Grafik 11



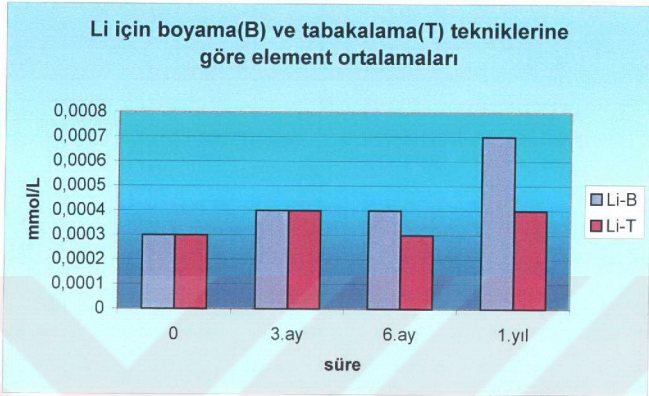
Grafik 12



Grafik 13



Grafik 14

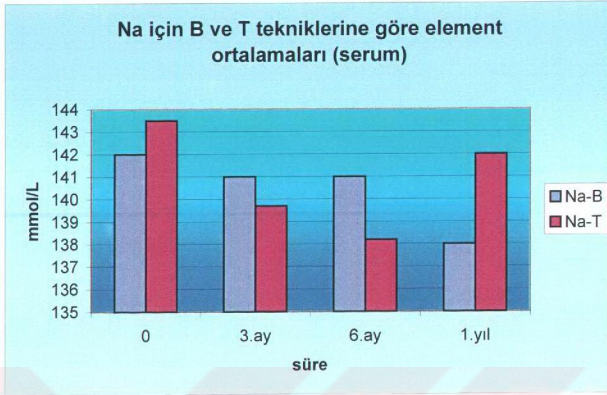


Grafik 15

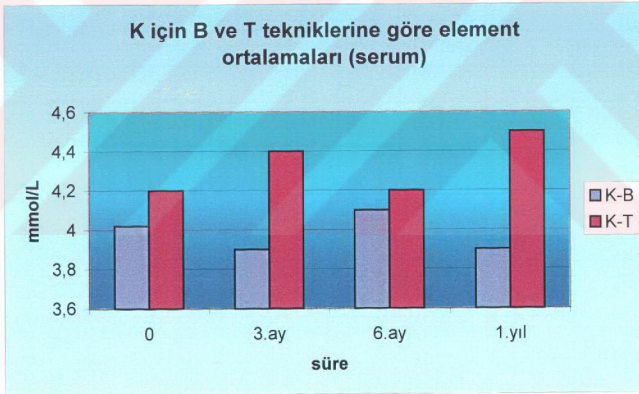
Empress2 tüm seramik grubunda üretim tekniğine göre (boyama(B),tabakalama(T)) tükürükteki element salınım değerlerine ilişkin grafikler

Nboy:5	Na		K		Mg		Ca		Li	
	B	T	B	T	B	T	B	T	B	T
Ntab:6	Na		K		Mg		Ca		Li	
mmol/L	B	T	B	T	B	T	B	T	B	T
	Ort±SS	Ort ± SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
0	142±1,4	143,5±3,6	4,02±0,3	4,2±0,4	2±0,5	2,08±0,3	10,08±0,24	10,4±0,9	0,004±0,004	0,0016±0,002
3.ay	141±1,2	139,7±4,9	3,9±0,3	4,4±0,4	2±0,3	1,9±0,17	9,6±0,98	10,1±0,28	0,002±0,0009	0,002±0,003
6.ay	141±2,7	138,2±7,4	4,1±0,3	4,2±0,7	2±0,4	2±0,26	10±1,26	9,7±0,8	0,003±0,0006	0,003±0,004
1.yıl	138±3,4	142±3,6	3,9±0,3	4,5±0,3	2,2±0,2	2±0,36	9,4±0,85	10,2±0,4	0,0014±0,001	0,001±0,001

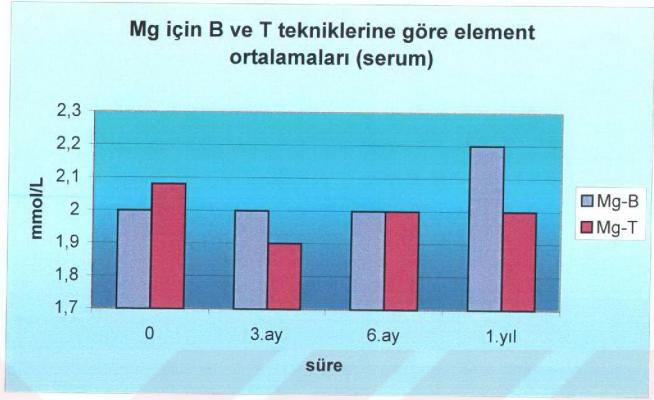
Tablo 17- Empress2 grubunda tabakalama-boyama tekniklerinin karşılaştırılması
(serum değerleri)



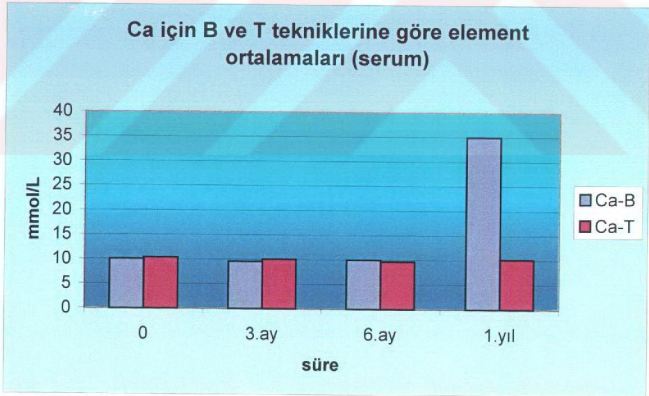
Grafik 16



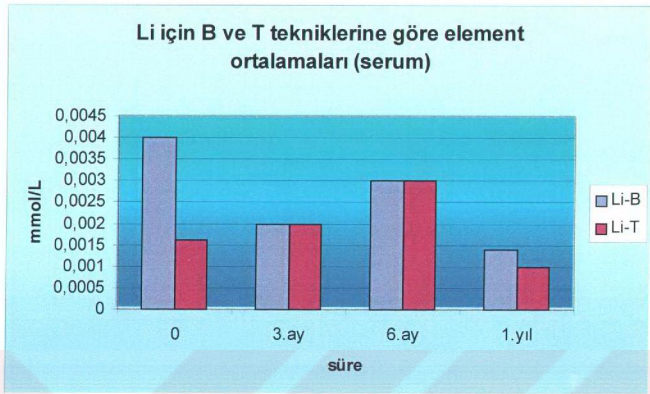
Grafik 17



Grafik 18



Grafik 19



Grafik 20

Empress2 tüm seramik grubunda üretim tekniğine göre (boyama (B),tabakalama (T))
serumdaki element salınım değerlerine ilişkin grafikler

BÖLÜM IV

TARTIŞMA

Dişhekimliğinde kullanılan seramik malzemelerinin çoğu alumina parçacıklarıyla güçlendirilmiş kristalize feldspatik camlardır ve yüzeyleri pürüzlüdür. Günümüzde kullanılan düşük ısı seramiklerinde ise güçlendirici madde olarak lösit kristalleri bulunmaktadır. Son zamanlarda geliştirilen cam seramikler, alumina parçacıkları ya da kristalleri içermedikleri için bilinen dental seramiklere göre daha pürüzsüz ve yumuşaktırlar.

Seramik malzemelerin kimyasal stabiliteleri ve biyolojik uyumlarının bilinmesine karşın (6,17) yapısal özellik ve işleme tekniklerindeki farklılıklar nedeniyle hidrolitik stabiliteleri azalabilmektedir.

Milleding ve ark. (1999), pH değişimlerine bağlı olarak cam yapıdan silikon ayrışmasının arttığını belirtmişlerdir (39). Ağızdaki pH değişimleri, sıvıların kimyasal yapıları, aşınma ve mekanik yükler diğer restorasyonlarda olduğu gibi tüm seramik malzemelerin de dayanıklılıklarını azaltmaktadır.

Kelly RJ ve ark. (1999), suyun seramikteki çatlakların arasından kimyasal olarak etkidiğini ve camların, seramiklerin dayanıklılıklarını azalttığını bildirmişlerdir (28).

Fairhurst CW ve Myers ML ve ark. (1993,1994), döngüsel yükler altında ve yorulma ölçümlerinde veya seramiklerde çatlakların yavaş büyümesinde, statik dayanıklılık testlerinde dental seramiklerin suya karşı duyarlı olduklarını göstermişlerdir (18,42).

Rosenstiel SF ve ark. (1993) ise klinik dayanıklılığı arttırmak için nem engelleyici olarak hidrofobik silanların kullanımını gündeme getirmişlerdir (51).

Lin FH ve ark. (2001) yaptıkları bir çalışmada trikalsiyum fosfat seramiklerin su ortamında stabil olmadıklarını, faz değişimi ve yüzey morfolojilerinde değişikliklere uğradıklarını ve özellikle Ca olmak üzere element salınımlarında bulduklarını göstermişlerdir (32).

Bu çalışmanın in vitro bölümünde de dört farklı kimyasal yapıdaki çekirdek tüm seramik malzemesinden yapay tükürük ortamına element salınımı aşınma aygıtı kullanılarak araştırılmıştır. Aşınma aygıtlarının geliştirilmesi klinik çiğneme siklusu ve aşınmada ağız ortamının simülasyonuna yönelik bir girişimdir, ancak hiçbir aygıtla tam bir simülasyon elde edilememektedir. Dolayısıyla sonuçların yorumlanması ve in vitro çalışmaların değerlendirilmesinde bu gerçek her zaman göz önünde bulundurulmalıdır. Yine de bu tür in vitro çalışmalar restoratif malzemelerin aşınma mekanizmasını anlamada ve birbirine göre kıyaslayabilmede yardımcı olmakta ve yeni malzemeleri daha kısa sürede test edebilme ve karşılaştırma yapabilme olanağı sağlamaktadırlar.

Mair LH ve ark. (1996), aşındırmaya dayalı testlerdeki en büyük sorunun, çoğu aşındırma aygıtının ağızda aynı anda oluşan pek çok aşınma mekanizmasından yalnızca bir veya ikisini taklit edebilmesinden kaynaklandığını bildirmişlerdir. Diğer bir problem ise çoğu aşındırma aygıtının düz yüzeyli test parçalarına sahip olmasıdır. Oysa dişlerin ve restorasyonların komplike şekilleri vardır ve restorasyon yüzeyinde farklı bölgelerde farklı gerilimlere yol açarlar (33).

Dışhekimliğinde kullanılan seramiklerin kimyasal dayanıklılıkları klinik performanslarını etkileyen önemli bir parametredir. Çünkü restorasyonlar sürekli olarak farklı sıvı ortamlara maruz kalmaktadırlar. Aşınma ve salınım farklı sıvılar ve tükürük karşısında aynı anda meydana gelmekte ve seramik malzemedeki silika ağının çözünmesine yol açmaktadır. Bu durum seramiğin zayıflamasına ve yüzeyinin pürüzlenmesine neden olur.

Anusavice ve ark. (1997), korozyona bağlı bu tip yıkımın; seramiğin yapısı, yüzeyinin durumu, sıvı faz ve pH gibi aşındırıcı ortamın yapısı, sıcaklık, zaman, yüzey alanı, ortamın dinamik/statik yapısı gibi fiziksel değişkenlerden etkilendiğini belirtmişlerdir (6).

Zivko-Babic ve ark. (2000) yaptıkları bir çalışmada asit bir ortamda seramiklerin kimyasal inertliğini ve davranışlarını araştırmışlar ve asit ortamın dental seramiklerin alumosilikon yapılarında hidrolitik bozunmaya yol açtığını bildirmişlerdir (62).

Çoğu cam seramik restorasyonlarda uzun sürede klinik başarısızlık izlenebilmektedir. Klinik başarısızlıkta kimyasal nedenli çatlak oluşumu önemli yer tutmasına karşın laboratuvar testleriyle bunu kanıtlamak oldukça zordur. Yavaş çatlak oluşumunun farklı seramiklerin klinik başarısızlık oranlarına etkisini inceleyen bir çalışma henüz bulunmamaktadır (28).

Üç farklı lōsit bazlı cam seramik çekirdek malzemesi ile bir lityum bazlı cam seramik çekirdek malzemenin incelendiği çalışmanın in vitro bölümünde lityum bazlı tüm seramik çekirdek malzemenin diğer tüm seramik örneklere göre daha fazla Li elementi saldığı gözlenmiştir. Ayrıca bu kısa süreli lubrikasyonlu aşındırma işleminde Na, K, Mg ve Ca elementlerinin de salınabildiği, ancak

önemli miktarlarda olmadığı da gözlenmiştir. Dört farklı cam seramik grubu birbiriyle karşılaştırıldığında Na, K, Mg ve Ca salınım oranları arasında anlamlı bir fark olmadığı ve bu sonuçların da literatürdeki verilerle uyumlu olduğu görülmüştür.

Elde edilen sonuçlar, çekirdek seramiklerinin söz konusu in vitro koşullarda sanıldığı kadar stabil olmadıklarını ve özellikle lityum olmak üzere önemli miktarda element saldıklarını ortaya koymaktadır. Salınan Li miktarı Anusavice KJ ve ark.'nın (1997) belirttikleri değerlerle uyum içinde olmasına karşın aynı çalışmada uygulanan restorasyon üye sayısının Li salınımını arttırabileceği belirtilmişse de çalışmamızın bulgularına göre ise Empress2 lityum bazlı cam seramik malzemesinden salınan Li miktarının uygulanan üye sayısından bağımsız olduğu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür.

Lityum bazlı çekirdek cam seramikten lityumun daha fazla salınması beklenen bir sonuçtur çünkü çekirdek malzemesine direkt olarak aşındırma uygulanmıştır. Ancak, bu test koşulları altında element salınımının daha az olması beklenmiştir.

In vitro aşamada kullanılan yapay tükürük yeterince ağır bir koşul sağlamayabilir ancak elde edilen sonuçlara göre cam seramiklerde tamamen bir "inert"lik söz konusu değildir. Daha ağır koşullarda daha fazla element salınımının olabileceği düşünülebilir.

Çalışmamızda glaze uygulanan restorasyonların ağız içi koşullardaki davranışını inceleyebilmek için klinik çalışmalara geçilmiş ve in vitro verilerin in vivo verilerle desteklenmesi öngörülmüştür. Boyama tekniği ile yapılan

restorasyonlar aşınmaya ve dolayısıyla element salınımına daha eğilimli olurken tabakalama tekniği ile yapılanlar aşınmaya ve element salınımına daha dirençli olma avantajına sahip olabilirler (63). Çünkü restorasyonun alt yapısı üst yapı seramiği ile kaplanmaktadır. Diğer taraftan, üst yapı seramiğinin elastikiyet modülü alt yapı seramiğinden daha düşük olduğu için malzeme yumuşaktır ve üst yapı seramiğinin aşınmasıyla alt yapı seramiği açığa çıkabilmektedir. Ancak in vivo çalışmamızın sonuçlarına göre tüm seramik restorasyon üretim tekniklerine bağlı olarak element salınımında artma ya da azalma yönünde anlamlı bir farklılık görülemediği.

Klinik uygulamalarda özellikle konvansiyonel metal-seramik köprülere göre okluzo-gingival ve labio-lingual yönlerde daha kalın olması gereken tüm seramik sabit bölümlü protezlerde üst yapı seramiğinin aşırı kontur yaratmaması için kullanılmadığı durumlarla karşılaşılabilir. Dolayısıyla bu bölgelerde ağız ile direkt ilişkide olan alan, daha pürüzlü olan alt yapı malzemesidir. Bu nedenle kimyasal bozunmanın artabileceği de düşünülmelidir.

Ahmed AA ve McCracken WJ ark.(1980,1982) lityum silikat camlarla ilgili yaptıkları bir çalışmada %0, %20, %60 ve %90 gibi değişik oranlarda kristal yapı içeren lityum disilikat cam seramiklerin kimyasal dayanıklılıklarının en az olduğu ortamların 0.1 M HCl (asit ortam), 0.1 M NaOH (alkali ortam) ve nötr distile su ortamları olduğunu ve alkali ortamda ağ yapılarında çözünme olduğunu belirtmişlerdir. Alkali solüsyonun,lityum disilikat kristalinin cam fazı ve mika tabakasının kristal fazı arasındaki faz sınırlarına etkidiğini belirtmişlerdir (1,36).

Humphrey SP ve ark. (2001), insan tükürüğünün hafif alkali olduğunu (pH=7.4) belirtmişlerdir (20). Yukarıdaki bilgilerin ışığında bu cam seramiklerde de yukarıda belirtilen etkilere benzer bir etki yaratabileceği düşünülmüştür. Ancak çalışmamızın in vivo bulgularına göre tükürük pH değişimlerinin gerek kontrol grubunda gerekse tüm seramik ve metal destekli seramik uyguladığımız hastalarda 6,8-7 arasında ve ortalama 7 olduğu, literatürdeki değerlerle uyumlu olduğu, dolayısıyla cam seramiklere etki edecek düzeyde bir alkali ortam yaratmadığı görülmüştür.

Empress2 tüm seramik sistem ve metal destekli seramik sistemlerinde pH'a bağlı olarak Na, K, Mg, Ca ve Li element salınım değerlerinin literatürdeki düzeyleri aşmaması seramiklerin stabilite açısından üstünlüklerinin farklı bir göstergesidir.

Yapılan in vivo testlerde Empress2 tüm seramik malzemesinden Li salınımı düzeyinde kontrol grubu ve metal destekli seramik grubuna göre anlamlı bir fark bulunmaması bu değişimlerin olumsuz bir sistemik etkiye yol açmayacağını göstermiştir.

Cam seramiklerden korozyona bağlı olarak element salınımına ilişkin Zivko-Babic J. ve Jakovac M. (2003)'nin yaptıkları in vitro çalışmada Empress2'den özellikle K salınımının Na ve Ca'a göre daha fazla olduğu belirtilmiştir (63). Yaptığımız in vivo çalışmada ise gruplar arasında K ile ilgili süre-grup etkileşimi ve Mg ile K korelasyonu 0-3.ay arasında anlamlı bulunmuştur. Ancak K artışında oluşabilecek özellikle kalp ile ilgili rahatsızlıklar göz önüne alındığında bu konunun daha ayrıntılı olarak incelenmesi gerektiği kanısındayız.

Camın su ile etkileşim mekanizmaları üzerine pek çok çalışma bulunmaktadır (3,16,28,29,60). Krell A ve ark. (1988) zirkonyumla sertleştirilmiş alüminöz seramiklerle ilgili yaptıkları bir çalışmada alüminyum ve zirkonyumun su bulunan ortamda kuru ortam koşullarına göre aşınma artışına 10 kat daha fazla duyarlı olduğunu belirtmişlerdir (30).

Mair LH ve ark. (1996), ağız ortamındaki sıvıların pH'ının 2 ile 9 arasında ve sıcaklıkların da 5 ve 55 °C arasında değiştiğini belirtmişler, ayrıca 4340 N'a varabilen yüklerin, diş fırçalama, profesyonel temizlik ve gıdaların yol açtığı abrazyonların oluştuğunu bildirmişlerdir (33). Bu koşullar altında tüm seramik malzemelerde de uzun dönemde kimyasal ve mekanik bozunmaların olması kaçınılmazdır.

De Rijk WG ve ark. (1985), 80 °C'de 1 hafta %4'lük asetik asit içinde oluşan aşınma etkisinin yapay tükürükte 22 °C'de 22 yıl bekletmeye eşdeğer olduğunu belirtmişlerdir (13).

Dolayısıyla tüm seramiklerin de kimyasal bozunmaları için uzun yıllar geçmesi gerekebilir ve bozunmanın zamanla önemsenecek kadar az olduğu görülebilir. Ancak bunu geçerli kılacak ve kanıtlayacak uzun süreli klinik çalışmaların olmadığı da bir gerçektir. Bu nedenle özellikle serum seviyesi kritik olan Li'un lityum içeriği artırılmış cam seramiklerden olası salınımını inceleyebilmek ve klinik kanıt sağlamak amacıyla bu iki aşamalı çalışma planlanmıştır.

Esquivel Upshaw JF ve De Rijk WG ve ark. (2001,1985), dişhekimliğinde kullanılan porselenlerin çözünürlük etkilerini incelemek ve uzun süreli klinik etkiler hakkında fikir yürütebilmek için hızlandırılmış sonuçlar elde

etmek amacıyla klinik çalışmaların asitli fosfat jeli ve sitrik asit gibi daha ağır koşullarda yürütülmesi gerektiği sonucuna varmışlardır (13,17).

Çalışmamızda tükürük lityum düzeyleri ortalama olarak 0,0003-0,0005 mmol/L arasında bulunmuştur. Literatürde tükürük lityum düzeylerine ilişkin verilere rastlanamamıştır. Ayrıca cam seramiklerden ağız ortamına element salınımına dair klinik bir çalışma da bulunmamaktadır. Bu, tükürüğün ağız içinde hızlı akışı ve malzemenin tükürük ile kısa süreli temas etmesi nedeniyle zor olabilir. Bir diğer neden ise cam seramiklerin biouyumlu malzemeler olarak kabul edilmeleri olabilir. Ancak yapılan bazı çalışmalarda cam fazlı seramiklerin kimyasal çözünürlüklerinin önemsenmeyecek kadar az olduğu belirtilmiştir, ancak bu sonuçların ağızdaki koşulları yansıtmadığı da görülmüştür. ISO 6872 numaralı cam seramik çözünürlük standartına göre bu malzemeler pH=2.34'te %4'lük asetik asit içinde test edilmektedir (21). Tüm seramik restorasyonların kimyasal çözünürlüğü için uzun süre geçmesi gerekebilir; ancak bunu kanıtlayacak klinik çalışmalar gereklidir.

Çalışmanın in vivo bölümünde toksik açıdan bir değerlendirme yapıldığında ağız ortamına serbestlenen Li'un alınabilecek 2 mg'lık günlük dozun (Goyer 1984) çok altında kaldığı görülmüştür. Bu düzey bipolar düzensizliği olan bireylere reçete edilen standart lityum seviyelerinin (600-2100 mg/d) (Gelenberg et al., 1989) oldukça altında kalmaktadır. Anusavice ve ark. (1997)'nin yaptıkları bir çalışmada 28 dişe lityum bazlı tüm seramik restorasyon yapıldığı varsayıldığında (toplam 74 cm² alan) 80°C'de pH=11'de serbestlenen maksimum günlük Li miktarı yaklaşık 1.2 mg olacaktır. Öte yandan bu sıcaklık ve pH seviyesi insanlar tarafından tolere edilemez. Deiyonize distile suda daha

az Li salınım oranı olduğu görülmüş ve günlük 31µg olarak kaydedilmiştir. Özellikle yüksek sıcaklıklar (80°C) söz konusu olduğunda bu salınım oranları günlük alınan Li dozunun altındadır. Ancak tüketilen gıdaların çoğunun pH değeri 7'den azdır. Karbonatlı içecekler, portakal suyu ve kahvenin pH değerleri yaklaşık olarak 2.5, 3.3 ve 4.8'dir. Dolayısıyla lityum bazlı cam seramiklerden bu düşük pH'larda salınan iyon konsantrasyonları alkali pH'tan daha az olacaktır (6).

In vivo çalışma sonuçlarında; Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik grupları arasında Li etkileşiminin anlamlı olduğu ancak, kontrol grubundan daha düşük olduğu belirlenmiştir. Endikasyonların sınırlı olması, hastaların sosyoekonomik durumlarının etkisi, ve maliyetlerin yüksek olması nedeniyle çalışma grubundaki tüm seramik uygulanan popülasyon, genel bir yargıya varabilmek açısından yeterli olmayabilir. Hastaların çeşitli nedenlerle çalışma dışı kalmaları da bir diğer olumsuz etken olmuştur. Bu konu hakkında daha kesin yargılara varabilmek için daha ayrıntılı ve uzun süreli klinik çalışmalara gereksinim olduğu kanısındayız.

BÖLÜM V

SONUÇ

Çalışmamızın in vitro bölümüne ilişkin sonuçlar şöyledir:

- 1- Lössit bazlı çekirdek cam seramik malzemeler incelenen in vitro koşullarda stabil kalmışlardır.
- 2- Diğer malzemeler ve elementler ile karşılaştırıldığında lityum bazlı çekirdek cam seramik lityum element salınımına daha yatkın bulunmuştur.
- 3- "Biyouyumlu, stabil ve inert tüm seramik materyaller" kavramı yeniden değerlendirilmeli ve in vitro çalışmalar daha uzun süreli klinik çalışmalarla desteklenmelidir.
- 4- Çalışmanın bu bölümü, bazı tüm seramik malzemelerin potansiyel biyolojik etkilerini ileride araştırabilmek için yapılan bir girişim olup diğer in vitro yöntemleri de tamamlayıcı olarak geliştirilen ve önerilen yeni bir yöntem olabilir.

In vivo bölümle ilgili sonuçlar:

- 1- Tükürük pH değerleri; kontrol, Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik gruplarında değişmemiştir. pH değerinin element salınım oranına etki edebilecek alkali seviyeye ulaşmadığı görülmüştür.
- 2- Empress2 tüm seramik uygulanan grupta tükürükte K'un dört farklı ölçümünün istatistiksel olarak başlangıç ile 1.yıl arasında artış gösterdiği görülmüştür. Ancak, bu konunun daha ayrıntılı incelenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

3- Empress2 materyalinin endikasyonlarında dikkat edilmesi ve tüm seramik restorasyonların alt yapılarının özellikle köprü yapımında mutlaka üst yapı seramikleri ile kaplanarak glaze'li şekilde uygulanması element salınım riskini ortadan kaldıracaktır.

4- Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik gruplarında başlangıç Li düzeylerindeki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu, ancak 3.,6. aylarda ve 1.yılda aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığı görülmüştür. Bu nedenle, Empress2 tüm seramik materyali son zamanlarda geliştirilmiş, uzun süreli klinik ve biyolojik değerlendirmesi tamamlanmamış bir malzeme olmasına karşın klinik kullanımının biyolojik açıdan güvenli olduğu kanısındayız.

5-Yapım tekniğinin daha fazla zaman alıcı ve özel işlemler gerektirmesine karşın metal alaşımlarda söz konusu olan, toksisite, korozyon ve allerji gibi bazı dezavantajlar olmaması nedeniyle Empress2 tüm seramik restorasyonlar, estetik ve biyolojik uyum açısından yine de en uyumlu malzemeler arasında gösterilebilir düşüncesindeyiz.

BÖLÜM VI

ÖZET

Tüm seramik malzemeler estetik özelliklerinin yanında bioinert olarak da kabul edilmekte ve uygulanmaktadırlar. Isı ve basınçla şekillendirilebilen cam seramik sistemler bunların arasında en sık kullanılanlarıdır. Ancak potansiyel kimyasal bozunmaları ve element salınımları ile ilgili güncel bilgiler oldukça kısıtlıdır. Bu yönde yapılan araştırmaların ise daha çok in vitro olduğu görülmüştür.

Bu konuya bir ölçüde açıklık getirebilmek amacıyla gerçekleştirdiğimiz çalışmamız, in vitro ve in vivo olmak üzere iki bölümden oluşmuştur.

Bir ön çalışma niteliğindeki in vitro bölümde, farklı kimyasal içerikteki üç lösit bazlı (IPS Empress, Evopress, Finesse) ve bir lityum disilikat bazlı (Empress2) cam seramik çekirdek malzemelerinin ağız ortamına, başlıca bileşenlerinden Na, K, Mg, Ca ve Li elementlerini serbestleme olasılığı, yapay tükürük ortamında aşındırma aygıtı ile incelenmiştir. Her bir seramik malzemeye ait Na, K, Mg, Ca ve Li salınım oranlarının yapay tükürükteki analizleri, otomatik analizör ve atomik absorpsiyon spektrofotometresi yardımıyla gerçekleştirilmiş ve elde edilen değerler istatistiksel olarak incelenmiştir.

Çalışma sonuçlarına göre Empress2 lityum bazlı cam seramik çekirdek materyalinin diğer lösit bazlı cam seramik çekirdek malzemelerinden daha fazla Li elementi serbestlediği görülmüştür. Gruplar arasında Na, K, Mg ve Ca element salınımları karşılaştırıldığında ise dört grupta da kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Çalışmamızın in vivo bölümünde ise klinikte sıklıkla kullanılan tüm seramik sistemlerden lityum bazlı Empress2 cam seramik ve bilinegelen metal destekli feldspatik seramik uyguladığımız hastalardan, başlangıç, 3.ay, 6.ay ve 1.yıl sonunda alınan tükürük ve serum örneklerinde Na, K, Mg, Ca ve Li elementlerinin olası salınım oranları araştırılmıştır. Elde edilen veriler; yaş, restorasyon üye sayısı, tükürük pH'ı, dört farklı ölçüm zamanı ve gruplar arası farklılıklar açısından hiçbir restorasyon uygulanmamış olan kontrol grubu değerleri ile istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Elde edilen bulgulara göre Empress2 tüm seramik ve metal destekli seramik gruplarındaki başlangıç tükürük Li seviyelerinin kontrol grubundan daha düşük olduğu gözlenmiştir.

Empress2 tüm seramik grubunda tükürükte Li salınımının 1. yıl sonunda başlangıç değerine göre arttığı ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

Ayrıca Empress2 tüm seramik uygulanan grupta tükürükte K'un başlangıç ile 1. yıl arasında arttığı ve bu artışın da istatistiksel olarak anlamlı ancak literatürde sağlıklı bireylere ilişkin belirtilen düzeylerin altında olduğu da izlenmiştir.

Çalışmanın in vitro ve in vivo bölümlerine ilişkin sonuçlar tümüyle değerlendirildiğinde tüm seramik malzemelerin biyolojik açıdan güvenilir olduğu ancak tümüyle etkileşimsiz olmadıkları anlaşılmaktadır. Konuyla ilgili daha geniş popülasyonlu ve daha uzun süreli klinik çalışmalar gerekebileceği kanısına varılmıştır.

ABSTRACT

All-ceramic materials are considered to be bioinert as well as being esthetic materials in clinical use. Heat-pressed all-ceramics are the most commonly used systems among these materials. However, the current data about their potential chemical degradation and elemental release are very limited and the existing studies are rather *in vitro*.

The present study was conducted with two steps; *in vitro* and *in vivo* in order to clarify this issue to some extent.

The *in vitro* part, which was also a preliminary study consisted of wear procedures of three leucite (IPS Empress, Evopress, Finesse) and a lithium disilicate (Empress2) glass-ceramic ingots of different chemical compositions under an artificial saliva medium to investigate the probability of the release of major components (Na, K, Mg, Ca and Li elements) of a glass-ceramic from these materials. The released Na, K, Mg, Ca and Li elements from the glass-ceramics for each material were analyzed by an automatic analyser and an atomic absorption spectrophotometry and the obtained data were statistically analysed.

The results revealed that Empress2 lithium disilicate glass-ceramic ingot material released a higher amount of Li when compared with the other leucite glass-ceramics. There were no significant differences among four groups when compared with the control group in terms of Na, K, Mg and Ca releases.

The in vivo part of this study consisted of the possible Na, K, Mg, Ca and Li element releases from the commonly used lithia-based Empress2 glass-ceramic and the traditional metal- feldspathic ceramics. The saliva and serum samples of patients treated with these systems were collected at baseline, at months 3 and 6 and after 1 year and the obtained data were statistically compared with the non-treated control group for differences in age, number of units of the restorations, pH of the saliva as well as in terms of recalls and the differences among groups.

It was observed that the saliva Li levels of Empress2 all-ceramic and metal-ceramic groups at baseline were lower than the control group.

Although not statistically significant, Li element release into saliva from Empress2 all-ceramic group at 1 year was higher than baseline records.

A significant increase in saliva K level was noticed between baseline and 1 year in Empress2 all-ceramic group; however this was below the levels for healthy individuals reported in literature.

When the overall results of both in vitro and in vivo parts were evaluated, it was concluded that all-ceramic materials were biologically safe, but not totally inert materials, thus further longitudinal clinical studies with greater populations might be required.

BÖLÜM VII**KAYNAKLAR**

- 1- Ahmed A.A., El-Batal H.A., Ghoneim N.A., Khalifa F.A. (1980). Leaching of some lithium silicate glasses and glass-ceramics by HCl. *J Non-Crystalline Sol* 41:57-70
- 2- Al-Hiyasat A. S., Saunders W. P., Sharkey S. W., Smith G. McR., Gilmour W. H. (1998). Investigation of human enamel wear against four dental ceramics and gold. *J Dent*, 26:487-495
- 3- Al-Hiyasat A. S., Saunders W. P., Smith G. M. (1999). Three-body wear associated with three ceramics and enamel. *J Prosthet Dent*, 82:476-481
- 4- Anusavice K. J. (1992). Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res*, 6:82-89
- 5- Anusavice K. J., Lee R. B. (1989). Effect of firing temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain. *J Dent Res* 68(6):1075-1081
- 6- Anusavice K. J., Zhang N. Z. (1997). Chemical Durability of Dicor and lithia-based glass-ceramics. *Dent Mater*, 13:13-19
- 7- Anusavice K.J., Zhang N.Z. (1998). Chemical durability of Dicor and fluorocanaseite-based glass-ceramics. *J Dent Res*, 77(7):1553-1559
- 8- Ardlin B.I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges:chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface texture. *Dent Mater*, 18(8):590-595

- 9- Arıkan A. (1992). Effects of nickel-chrome dental alloys used in dentistry on saliva and serum nickel levels in peripheral T-lymphocytes and some other blood parameters. *J Oral Rehabil*, 19:343-352
- 10- Birkeland J. M. (1973). The effect of pH on the interaction of fluoride and salivary ions. *Caries Res*, 7:11-18
- 11- Blatz M.B. (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 33(6):415-426
- 12- Coll B. F. (1988). Multi-Arc scientific coatings. *Surf Coat Technol*, 36:867-878
- 13- De Rijk W. G., Jennings K. A., Menis D. L. (1985). A comparison of chemical durability test solutions for dental porcelains. In: Sauer BW (ed): Biomedical Engineering-Recent Developments. Proceedings ,Southern Biomedical Engineering Conference. New York: Pergamon, 152-155
- 14- Denry I. L., Lejus A. M., Théry J., Masse M. (1999). Preparation and characterization of a new lithium-containing glass-ceramic. *Pergamon Materials Research Bulletin*, 34:1615-1627
- 15- eMedicine Journal, November 27 2001, Volume 2, Number 11
- 16- Ernsberger F. M. (1980). The role of molecular water in the diffusive transport of protons in glasses. *Phys Chem Glass*, 21:146-149
- 17- Esquivel Upshaw J. F, Chai J., Sansano S., Shonberg D. (2001). Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 14:284-288

- 18- Fairhurst C. W., Lockwood P. E., Ringle R. D., Twiggs S. W. (1993).
Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. *Dent Mater*, 9:269-273
- 19- Holand W., Schweiger M., Frank M., Rheinberger V. (2000). A
comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2
and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53(4):297-
303
- 20-Humphrey S. P., Williamson R. T. (2001). A Review of saliva: Normal
composition, flow, and function. *J Prosthet Dent*, 85:162-169
- 21-ISO Standart 6872 - Dental ceramics. (1995).
- 22-Ivoclar report. (1994). IPS Empress ceramic. July, No: 10
- 23- Ivoclar report. (1998). IPS Empress 2. December, No: 12
- 24-Jahanmir S., Dong X. (1995). Wear mechanism of a dental glass-
ceramic. *Wear*, 183: 821-825
- 25-John B.H. Clinical Diagnosis and Management by Laboratory Methods.
19th ed. W.B. Saunders Company, 396,397
- 26- Jorma O. T. (1989). Human Saliva: clinical chemistry and microbiology.
Vol.1. CRC Press, Inc. Boca Raton, Florida, 89-92
- 27-Kaplan L. A, Pesce A. J. (1989). Clinical Chemistry: Theory, Analysis and
Correlation. In: Mosby CV (2nd ed): St Louis: Mosby CV,
313,346,373,719,865,884,1108
- 28-Kelly R. J. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-
ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 81(6):652-661

- 29-Kern M., Fechtig T., Strub J. R. (1994). Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resinbonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 71:251-256
- 30- Krell A., Blank P. (1988). On abrasive wear of zirconia-toughened alumina. *Wear*, 124:327-330
- 31-Leinfelder K. F., Suzuki S. (1999). In vitro wear device for determining posterior composite wear. *JADA*, 130:1347-1353
- 32- Lin F. H., Liao C. J., Chen K. S., Sun J. S., Lin C. P. (2001). Petal-like apatite formed on the surface of tricalcium phosphate ceramic after soaking in distilled water. *Biomaterials*, 22:2981-2992
- 33- Mair L. H., Stolarski T. A., Vowles R. W., Lloyd C. H. (1996). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*, 24:141-148
- 34-Marcusson J.A. (1996). Contact allergies to nickel sulfate, gold sodium thiosulfate and palladium chloride in patients claiming side-effects from dental alloy components. *Contact Dermatitis*, 34:320-323
- 35- Markitziu A., Shani J., Avni J. (1988). Salivary gland function in patients on chronic lithium treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 66:551-557
- 36-McLean J.W. (1983). Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Dental Ceramics. Chicago, IL; Quintessence
- 37- McCracken W. J., Clark D. E., Hench L. L. (1982). Aqueous durability of lithium disilicate glass-ceramics. *Cer Bul*, 61:1218-1223
- 38-McLean J. W. (1979). The science and art of dental ceramics. Vol:1 Quintessence Pub Co. Inc, Chicago

- 39-Milleding P., Wennenberg A., Alaeddin S., Karlsson S., Simon E. (1999). Surface corrosion of dental ceramic materials in vitro. *Biomaterials*, 20:733-746
- 40-Miller, S. M. (1994). Saliva testing-a nontraditional diagnostic tool. *Clin Lab Sci*, 7:39-44
- 41-Morena R., Beadreau G. M., Lochwood P. E., Evans A. L., Fairhurst C. W. (1986). Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res*, 65(7):993-997
- 42-Myers M. L, Ergle J. W, Fairhurst C. W, Ringle R. D. (1994). Fatigue failure parameters of IPS Empress porcelain. *Int J Prosthodont*, 7:549-553
- 43-O'Brien J. W. (1985). Magnesia ceramic jacket crown. *Dent Clin North Am*, 29(4),719-723
- 44-Persson-Sjögren S., Sjögren G. (2002). Effects of dental materials on insulin release from isolated islets of Langerhans. *Dent Mater*, 18:20-25
- 45-Piddock V., Marquis P. M., Wilson H. (1987). The mechanical strength and microstructure of all-ceramic crowns. *J Dent*, 15:153-158
- 46-Piddock V., Qualtrough A. J., Slevin A., Fernandes J. C. (1995). Lithium ion strengthening of dental porcelain. *Int J Prosthodont*, 8(3):280-284
- 47-Qualtrough A. J, Piddock V. (1997). Ceramics update. *J Dent*, 25(2):91-95
- 48-Qualtrough A. J, Piddock V. (1999). Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dent Update*, 26(2):65-8,70,72

- 49-Qualtrough A. J, Piddock V. (2002) Dental ceramics:what's new? *Dent Update*, 29(1):25-33
- 50-Rehak N. N, Cecco S. A., Csako G. (2000). Biochemical Composition and Electrolyte Balance of "Unstimulated" Whole Human Saliva. *Clin Chem Lab Med*, 38(4):335-343
- 51- Rosenstiel S. F., Denry I. L., Zhu W., Gupta P. K., Van der Sluys R. A. (1993). Fluoroaklylethyl silane coatings as a moisture barrier for dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 27:415-417
- 52- Sonugelen M., Artunç C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No:17,46.*
- 53-Sreebny L. M. (2000). Saliva in health and disease: an appraisal and update. *Int Dent J.*, 50:140-161
- 54-Toksavul S., Artunç C., Ulusoy M., Toman M. (2002). Tüm Seramik Kronlar. *Meta Basım, Bornova-İzmir,3,4.*
- 55-Toksavul S., Ulusoy M., Yılmaz G. (1993). Tüm seramik kronlar. *EDFD*, 14:21-26
- 56-Toygar N. (1992). Tükürüğün inorganik ve organik bileşenlerinin tanıdaki rolü. *İDO Derg.*, 5:36-39
- 57-Uo M., Sjoren G., Sundh A., Watari F., Bergman M., Lerner U. (2003). Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. *Dent Mater*, 19(6):487-492
- 58-UPCC. (2001). Lithium. A Publication of the Utah Poison Control Center for Health Professionals. *Utox Update*, 3(4):1-4

- 59-Vaughan M. A., Baines A. D., Templeton D. M. (1991). Multielement analysis of biological samples by inductively coupled plasma-mass spectrometry. II. Rapid survey method for profiling trace elements in body fluids. *Clin Chem*. 37(2): 210-215
- 60-Wang W., DiBenedetto A. T., Goldberg A. J. (1998). Abrasive wear testing of dental restorative materials. *Wear*, 219:213-219
- 61-Yoshinari M., Dérand T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 7:329-338
- 62- Zivko-Babic J., Curkovic L., Ivanis T., Panduric J., Boric D. (2000). Chemical stability of feldspathic and hydrothermal ceramics. In: Proc Eur Prosthodont Assoc, Groningen, 24:62
- 63-Zivko-Babic J., Jakovac M., Curkovic L., Panduric J. (2003). Chemical durability of leucite glass-ceramics. *J Dent Res*, Spec Issue, 81st General Meeting of IADR, Göteborg, Sweden.

ÖZGEÇMİŞ

20.07.1974 tarihinde İzmir'de doğdum. İlkokul öğrenimimi Bornova Kars İlkokulu'nda tamamladım. Orta ve lise öğrenimimi İzmir Özel Türk Lisesi'nde tamamlayarak 1992 yılında mezun oldum. Aynı yıl Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 1997 Ağustos ayında fakülteden mezun oldum. 1997 Ekim ayında E.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün açtığı doktora sınavını kazanarak Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım. Yabancı dilim İngilizce'dir.

Mine DÜNDAR

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM BAKANLIĞI
T.C. SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ