



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

**DOKTORA
TEZİ**

**AĞIZ GARGARALARININ CAD-CAM SERAMİK
SİSTEMLERİNDEKİ İYON SALINIMLARINA
VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

FİRDEVS ORAL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

AĞUSTOS 2022



**AĞIZ GARGARALARININ CAD-CAM SERAMİK SİSTEMLERİNDEKİ
İYON SALINIMLARINA VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Firdevs ORAL

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

AĞUSTOS 2022

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kuralları'na uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dökümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhimde doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Firdevs ORAL

03/08/2022

AĞIZ GARGARALARININ CAD/CAM SERAMİK SİSTEMLERİNDEKİ İYON
SALINIMLARINA VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ
(Doktora Tezi)

Firdevs ORAL

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Ağustos 2022

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; fiziksel yapıları güçlendirilmiş monolitik kullanıma uygun seramik materyallerinin, sulu ortamlara maruz kaldığında degradasyon süreci gelişeceği ve bu süreci takiben seramiklerde oluşacak yüzey değişimleri belirlemektir. Bu amaçla, monolitik zirkonya, li-disilikat ve hibrit seramik olmak üzere üç farklı monolitik kron materyalleri farklı ağız gargaraları ve yapay tükürük içerisinde bekletilmiş ve yüzey pürüzlülüğündeki değişimleri ve belirlenen elementlerin iyon salınımları in vitro olarak değerlendirilmiştir. Dijital ortamda dizayn edilerek, DD Bio ZW, IPS e.max CAD ve Vita Enamic bloklarından kazıma yöntemi ile her grup seramikten 30 adet 2x10 mm. boyutlarında örnekler hazırlanmıştır. Örneklerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri profilometre cihazı ile ölçülmüştür. Daha sonra, her bir seramik grubundan hazırlanan 30 adet örnek, 3 farklı bekletme solüsyonu (Klorhex, borik asit içerikli gargara, yapay tükürük) ile hazırlanmış 50 ml.lik falkon tüplerde 20 ml.lik solüsyonlarda, etüv içinde 37°C de 60 saat bekletilmiştir. Bu süre sonunda seramik örneklerin ikinci Ra değerleri tespit edilmiştir. Örneklerin bekletildiği solüsyonlarda, Na, K, Al, Li iyon analizleri ICP-MS cihazı ile yapılmıştır. Elde edilen veriler, non-parametrik testlerden olan Kruskal Wallis testi ile değerlendirildi. Kruskal Wallis testi değerlendirilip, aralarında anlamlı fark tespit edilen gruplar ikili olarak non-parametrik Mann Whitney U testi ile değerlendirildi. İstatistiksel analizler; borik asit içeren solüsyonun oluşturduğu iyon değişiminin, Klorhex ile istatistiksel bir anlam farkı ($p > 0.05$) olmadığı seramiklerin en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerini borik asit solüsyonunda gösterdikleri tespit edilmiştir. Sonuç olarak solüsyonlarda bekletilen tüm seramik örneklerinin degrade olduğu, yüzey pürüzlülük değerlerinin arttığı söylenebilir.

Bilim Kodu : 10101.07

Anahtar Kelimeler : Yüzey pürüzlülüğü, iyon salınımı, ağız gargarası, CAD/CAM seramik

Sayfa Adedi : 85

Danışman : Doç.Dr. A. Zeynep YILDIRIM

EVALUATION OF THE EFFECT OF MOUTHWASHES ON ION RELEASES AND SURFACE ROUGHNESS IN CAD/CAM CERAMIC SYSTEMS

(Ph.D Thesis)

Firdevs ORAL

GAZI UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

August 2022

ABSTRACT

The aim of this study is to determine the degradation process that will develop when the physically strengthened ceramic materials suitable for monolithic use are exposed to aqueous environments, and to state the changes that will occur in the ceramics following this process. For this purpose, three different monolithic crown materials, namely monolithic zirconia, li-disilicate and hybrid ceramics, were exposed in different mouthwashes and artificial saliva, and the changes in surface roughness and ion solutions of the determined elements were evaluated as in vitro. Designed in digital environment, 30 pieces of 2x10 mm sized samples from each group of ceramics were prepared by milling method from DD Bio ZW, IPS e.max CAD and Vita Enamic blocks. The initial surface roughness values of the samples were measured with a profilometer device. Next, 30 samples prepared from each ceramic group were kept in 20 ml solutions in 50 ml falcon tubes prepared with 3 different solutions (Chlorhex, boric acid-containing mouthwash, artificial saliva) in an oven at 37 °C for 60 hours. At the end of this period, the second Ra values of the ceramic samples were determined. In the solutions where the samples were kept, Na, K, Al, Li ion analyzes were made with the ICP-MS. The data obtained were evaluated with the Kruskal Wallis test, which is one of the non-parametric tests. The groups with significant differences were evaluated with the non-parametric Mann Whitney U test in pairs. Statistical analysis; It was determined that the ion exchange created by the boric acid-containing solution did not have a statistically significant difference ($p > 0.05$) with Chlorhex, and the ceramics showed the highest surface roughness values in the boric acid solution. As a result, it can be said that all ceramic samples kept in solutions degrade and their surface roughness values increase.

Science Code : 10101.07

Key Words : Surface roughness, Ion elution, mouth rinses, CAD-CAM ceramics.

Page Number : 85

Supervisor : Doç. Dr. A. Zeynep YILDIRIM

TEŞEKKÜR

Klinik ve teorik anlamda mesleki gelişimime katkıda bulunan, desteğini her zaman hissettiğim Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Cemal Aydın ve tüm değerli öğretim üyelerine,

Doktora eğitimim süresince, bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan, desteğini ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Arzu Zeynep Yıldırım'a,

Yorucu ve zor yollarda yürümeyi ve mücadele gücünü bana öğreten ve benim için çok güçlü bir kadın figürü olan sevgili annem Hayrünisa Kökdağı'ya,

Doktora sürecinde her konuda bana yardımcı olan moral ve desteğini esirgemeyen arkadaşım, hocam Prof. Dr. Bilge Turhan Bal ve eşi Dr. Cenkhan Bal'a

Sevgili arkadaşlarım, kardeşlerim Dr. Dt. Özgül Gülenç, Dr. Dt. Emine Gürsoy Türer ve Dt. Aziz Sönmez'e,

Öğrencilik yıllarımdan beri her konuda bana yardımcı olan, zor günlerde desteğini hep yanımda hissettiğim, beni teşvik eden, cesaretlendiren ve destekleyen sevgili eşim Ağız, Diş ve Çene Hastalıkları Cerrahisi Uzmanı J. Dr. Dt. Kd. Alb. Barış Oral'a ve sabırla bu süreci tamamlamamı bekleyen hayattaki en büyük şükürlerim oğlum Buğra Aras, kızım Defne Ela Oral'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Firdevs ORAL

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Cad-Cam Sistemleri	3
2.2. CAD/CAM Sisteminin Elemanları.....	4
2.2.1. Tarayıcı (scanner)	4
2.2.2. Yazılım (software)	4
2.2.3. Üretim.....	4
2.3. Üretim Metodlarına Göre Sistemler	4
2.4. Klinikte Kullanılan Cad/Cam Sistemleri.....	5
2.4.1. Cerec sistemi	5
2.4.2. Lava Sistem	6
2.4.3. Procera all-ceram sistem	6
2.4.4. Celay sistemi	7
2.4.5. Cercon sistem	7
2.4.6. Cicero sistemi	7

	Sayfa
2.5. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Monolitik Materyaller	7
2.5.1. Feldspatik cam seramikler.....	8
2.5.2. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar.....	8
2.5.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar	9
2.5.4. CAD/CAM zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (ZLS).....	10
2.5.5 Cam infiltre CAD-CAM seramik bloklar	11
2.5.6. Polikristalin CAD-CAM seramikler.....	12
2.5.7. Rezin nanoseramik bloklar.....	14
2.5.8. Rezin matrikse ilave zirkonya-silika seramik bloklar	15
2.5.9. Hibrit seramikler	15
2.6. Polimer CAD-CAM Blokları	16
2.7. Antimikrobiyal A��z ��alkalama Solüsyonları.....	17
2.7.1. Klorheksidin	17
2.7.2. Katyonik organik moleküller.....	18
2.7.3. Metal iyonları	18
2.7.4. Benzidamin hidroklorür (BHCl)	19
2.8. Bor	19
2.8.1. Boraks (tinkal) ($\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$)	19
2.8.2. Bor elementinin işlevleri ve insan fizyolojisindeki ��nemi.....	20
2.8.3. Antimikrobiyal etkileri	21
2.8.4. Kemik rejenerasyonu.....	21
2.8.5. Antienflamatuvar etki.....	21
2.9. Yapay Tükürük.....	22
2.10. Yüzey P��r��zl��l����	23

	Sayfa
2.10.1. Profilometre cihazı	23
2.10.2. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM).....	24
2.10.3. Taramalı elektron mikroskobu (scanning electron microscope-SEM) .	25
2.11. İyon Salınımı	26
2.11.1. İyonların vücut üzerindeki etkileri	26
2.11.2. Elementlerin analizinde kullanılan yöntemler	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Örnek Grupların Hazırlanması	32
3.1.1 Monolitik zirkonya örneklerin hazırlanması	32
3.1.2. Lityum disilikat silikat örneklerin hazırlanması.....	34
3.1.3. Hibrit seramik örneklerin hazırlanması.....	35
3.1.4. Örneklerin cilalanması	36
3.2. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü	37
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması	38
3.4. Örnek Grupların Solüyonda Bekletilme İşlemi	39
3.5. Örneklerin Element Analizi için ICP-MS ile İncelenmesi	39
3.6. İstatistiksel Analiz	41
4. BULGULAR	43
4.1. İyon Analizi	43
4.1.1. Lityum element analizi (Li).....	43
4.1.2. Sodyum elementi analizi (Na).....	44
4.1.3. Alüminyum iyon salınımı sonuçları (Al)	46
4.1.4. Potasyum element analizi (K)	47
4.1.5. Solüsyonların total iyon salınımlarına göre karşılaştırılması	49

	Sayfa
4.1.6. Emax-CAD örneklerinin üç solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm).....	49
4.1.7. DD BioZW 14 mm monolitik zirkonya örneklerinin üç solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm).....	50
4.1.8. Vita Enamic örneklerinin üç solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm).....	50
4.2. Ra Değerlerine Göre Pürüzlülük Analizi.....	50
4.2.1. Solüsyonların seramik örneklerinde oluşturduğu yüzey pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması.....	52
5. TARTIŞMA.....	55
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	67
KAYNAKLAR	69
ÖZGEÇMİŞ.....	85

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Bor cevher ve ürünlerinin kullanım alanları	20
Çizelge 2.2. Lentner, tükürüğün inorganik içeriği	22
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin üretici ve içerik bilgileri	31
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan solüsyonun içeriği ve üretici firma bilgileri	31
Çizelge 3.3. DD Bio ZW 14 mm bloğun kimyasal içeriği ve fiziksel özellikleri	33
Çizelge 3.4. Ips e-Max CAD kristalizasyon parametreleri	35
Çizelge 3.5. Çalışmada kullanılan seramik örnekleri genel sınıflandırma isimlerine göre kısaltmaları.....	39
Çizelge 4.1. Örneklerin klorhex gargara içinde Li iyon salınımı çizelgesi	43
Çizelge 4.2. Örneklerin borik asit içeren gargara içindeki Li iyon salınımı.....	43
Çizelge 4.3 Yapay tükürük içerisinde Li iyon salınımı.....	44
Çizelge 4.4. Örneklerin klorhex gargara içinde na iyon salınımı	44
Çizelge 4.5. Borik asit içeren gargara içinde Na iyon salınımı.....	45
Çizelge 4.6. Yapay tükürük içinde Na iyon salınımı.....	45
Çizelge 4.7. Klorhex gargara içinde Al iyon salınımı.....	46
Çizelge 4.8. Borik asit içinde Al iyon salınımı	46
Çizelge 4.9. Yapay tükürük içinde Al iyon salınımı	47
Çizelge 4.10. Klorheks Gargara içinde K iyon salınımı	47
Çizelge 4.11. Borik asit içeren gargara içinde K iyon salınımı	48
Çizelge 4.12. Yapay tükürük içinde K iyon salınımı	48
Çizelge 4.13. Solüsyonların total iyon salınımları.....	49
Çizelge 4.14. LD grubunun iyon salınımı	49
Çizelge 4.15. Z grubunun iyon salınımı.....	50
Çizelge 4.16. HS grubunun iyon salınımı.....	50

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.17. Klorhex gargara içinde bekletilen seramikler	51
Çizelge 4.18. Borik asit içeren gargara içinde örneklerin pürüzlülük değerleri karşılaştırılması.....	51
Çizelge 4.19. Yapay tükürük içinde örneklerin pürüzlülük değerleri karşılaştırılması...	52
Çizelge 4.20. Total solüsyonların pürüz oluşturma miktarları.....	52

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Ra parametresi diagramı	24
Şekil 2.2. AFM probunun şematik görünümü	25
Şekil 2.3. AFM'nin çalışma mekanizması	25

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Profilometre (M1/M1, PRN-10)	24
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya blok.....	32
Resim 3.2. a Kazıma aşaması	33
Resim 3.3. b Kazıma sonrası.....	33
Resim 3.4. Dentsply, sironasinter fırını	33
Resim 3.5. Sinterlenmiş zirkonya örnekleri.....	33
Resim 3.6. Çalışmada kullanılan lityum disilikat blok	34
Resim 3.7. e.max-CAD blokların kazıma işlemi	34
Resim 3.8. Dekema porselen fırını	34
Resim 3.9. e.max-CAD kristalizasyonu	35
Resim 3.10. Çalışmada kullanılan vitaenamic blok.....	35
Resim 3.11. Vita enamic bloklarının kazıma işlemi	36
Resim 3.12. Çalışmada kullanılan polisaj patı ve frezler.....	36
Resim 3.13. Elmasonic 2-300 H	37
Resim 3.14. Solüsyonda bekletilmeden önce Ra ölçümleri yapılmış örnekler.....	37
Resim 3.15. Perthometer.....	38
Resim 3.16. Numaralandırılan falkon tüpler.....	38
Resim 3.17. Çalışmada kullanılan solüsyonlar	39
Resim 3.18. Cem Mars 5	40
Resim 3.19. ICP-MS Cihazı ile örneklerin elementel analizi	40

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
°C	Derece Santigrat
µm	Mikrometre
Al ₂ O ₃	Aluminyum oksit
BHCl	Benzidamin hidroklorür
Bis-GMA	Bisfenol A glisidil dimetakrilat
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CeO	Seryum oksit
CHX	Klorheksidin
GPa	Gigapaskal
H ₃ BO ₃	Borik asit
HT	Yüksek translusensi
ICP-MS	İndüktif eşleşmiş plazma-kütle spektroskopisi İndüktif eşleşmiş plazma-kütle spektroskopisi
ISO	Uluslararası standartlar örgütü
K	Kelvin
K	Potasyum
Li	Lityum
LT	Düşük translusensi
MgO	Magnezyum oksit
MHz	Mega hertz
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
MT	Medium translusensi
Na	Sodyum
Na ₂ B ₄ O ₇ .10 H ₂ O	Boraks, Tinkal
nm	Nanometre

pH	Potansiyel hidrojen
PMMA	Polimetilmetakrilat
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonyum
Ra	Yüzeyin Ortalama Pürüzlülüğü
Si₃N₄	Silikon nitrit
SiO₂	Silikon oksit
TEGDMA	Trietilen glikol glisidil dimetakrilat
TSZ	Tam stabilize zirkonyum
TZP	Tetragonal zirkonyum polikristali
UDMA	Üretan dimetakrilat
XRD	X-ışını difraksiyon spektroskopisi
Y₂O₃	İtriyum oksit
Y-TZP	İtriyum-stabilize tetragonal zirkonyum
ZLS	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat
ZrO₂	Zirkonyum dioksit

1. GİRİŞ

Estetik, fonksiyon ve biyolojik uyumu sağlayarak kaybolan dokuyu yerine koymak protetik diş tedavisinin ana amaçlarındandır.

Dental seramikler, oral dokularla biyouyumlu olmalarının yanısıra üstün fiziksel ve mekanik özelliklerinden dolayı tercih edilmektedirler. Bununla birlikte, sulu ortamlar ve kimyasal solüsyonlar ile temas ettiklerinde yüzeylerinde mikro çatlaklar oluşabilmektedir ve bunun sonucunda da yüzey pürüzlülüğü artabilmektedir [1] .

Yüzey özellikleri, materyallerin klinik olarak uzun ömürlü olmasında anahtar rol oynar [2]. Kimyasal solüsyonların kullanımı ile restorasyonlardaki yüzeysel yıkım, materyal özelliklerini etkileyebilir. Bunun sonucunda plak akümülayonu, aşınma ve restorasyonlarda renklenme görülebilmektedir [3].

Oral hijyen, periodontal sağlık ve çürüklerin önlenmesi açısından önemlidir. Oral hijyen ürünleri gibi koruyucu solüsyonlar, restorasyonlarda yüzey bozunmalarına yol açabilirler. Her ne kadar ağız gargaraları, kimyasal olarak plak akümülayonunun kontrolü için önerilseler de, fazla kullanımları materyaller için düşük pH ve alkol içeriklerinden dolayı zararlı olabilir [4, 5]. Üreticilerin farklı kullanım önerilerine rağmen hastalar çoğu zaman daha uzun süre bu solüsyonları kullanabilmektedir [6].

İyon salınımı, dental bileşiği oluşturan elementlerin kimyasal, fiziksel etkilerle ya da bileşiğin yapısının stabil olmaması sebebi ile metal iyonlarının salınıp, lokal veya sistemik etkilere sebep olmasıdır. Dental seramiklerin genellikle çözünmediği veya çok az çözündüğü ifade edilmektedir. Ancak seramiklerin başlangıç dayanıklılıkları, yüklemeye ve sıvı ortama bağlı olarak belirgin derecede azalmaktadır [7]. Bu nedenle çözünmenin, kimyasal ortama (asidik, nötral veya alkalın), mekanik ortama (yükleme) veya bunların kombinasyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir [8].

Dental porselenler sulu ortamlarda veya abraziv maddelere maruz kaldığında, cam fazındaki reaktif olan alkali metal iyonlarının salınması ile degradasyon süreci gelişir. Al, Li, Cr gibi iyonların olası toksik etkileri de düşünüldüğünde, bu iyonların degradasyon

miktarları önem kazanmaktadır [9]. İyon salınımının vücut üzerinde farklı etkileri de olabilmektedir.

Materyallerde yüzey pürüzlülüğü, uniform olmayan stres dağılımlarına neden olabilir[10]. Yüzey pürüzlülüğü nedeniyle, çatlaklar rastgele oluşmayabilir; ancak yüksek stres altında yayılabilecektir [11]. Mecholsky ve ark. [12] yüzey pürüzlülüğü nedeniyle başlangıç çatlaklarının, stres konsantrasyon noktalarında başlayacağını bildirmişlerdir.

Ayrıca yüzey pürüzlülüğü ağız içinde, yüzeylerde mikroorganizmaların bağlanma ve tutunmaları için ana etkidir. Pürüzlü yüzeylerin, plak akümülyasyonunu arttırdığı da bilinmektedir. Seramiklerin, pürüzlü yüzeyleri plak akümülyasyonunu artıracak gibi, periodontal dokular için de zararlı olabilecektir [13].

Yapılan sınırlı çalışmalarda, periodontolojik açıdan borik asitin, klorheksidine alternatif olarak kullanılabileceği ve bazı alanlarda üstünlükleri olabileceği gösterilmiştir [14]. Genotoksisite çalışmaları ile ilgili olarak çalışmalar, bor içeren bileşiklerin genotoksik olmadığını göstermektedir. Farelerde yapılan 2 yıllık bir çalışmada borik asidin kanserojen olduğuna dair bir kanıt rastlanılmamıştır [15]. Fakat, CAD-CAM tekniği ile üretilen protetik restorasyonlar üzerindeki etkileri (yüzey pürüzlülüğü ve iyon salınımı) değerlendirilmemiştir.

Bu çalışmanın hipotezi;

1. Sulu ortamların seramiklerde iyon salınımına sebep olacağı,
2. Sulu ortamların seramiklerin yüzey özelliklerini değiştirebileceği,
3. Toksik olmadığı düşünülen Borik asit içerikli gargaranın yüzey pürüzlülüğü ve iyon salınımı açısından daha iyi sonuçlar vereceği düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı; CAD/CAM dental seramiklerinin ağız gargaralarında bekletildikten sonra iyon hareketliliğinin ve yüzey pürüzlülüğünün ve ayrıca ağız ortamına salınan iyonların terapötik ya da toksik dozu aşp aşmadığının değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Cad-Cam Sistemleri

CAD/CAM, bilgisayar destekli modelleme ve bilgisayar destekli üretim sistemidir. Optik tarayıcı ile elde edilen üç boyutlu çalışma modelinin, bilgisayar ekranına aktarılması, restorasyonun üç boyutlu planlamasının yapılması ve bilgisayar kontrolündeki makinede çeşitli blokların şekillendirilmesi esasına dayanır. Bu sistemin diş hekimliğine uygulanmasına yönelik ilk çalışmalar 1970'lerde başlamış, Young ve Altschuler, 1977'de intraoralgrid haritalama sistemi geliştirmek amacıyla optik enstrümantasyon kullanma düşüncesini ortaya atmışlardır. [16]. Duret, daha sonra CAD/CAM'in tekli üretme yeteneğini gösteren Sopha Bioconcept sistemi olarak pazarlanan Duret sistemini geliştirdi. Ancak bu sistem, karmaşıklığı ve maliyeti nedeniyle dişhekimliği pazarında başarılı olamadı [17]. Piyasada bulunan ilk dental CAD /CAM sistemi, Bradestini tarafından geliştirilen CEREC idi [18]. 30 yılı aşkın süredir, halen gelişim devam etmekte ve farklı CAD-CAM sistemleri üretilmektedir.

Günümüzde birçok hızlı ve mekanik özellikleri gelişmiş materyaller ile restorasyon üretimi için birçok CAD-CAM sistemi mevcuttur. Dijital teknolojinin gelişmesi ile diş hekimi ve dental teknisyen arasında hata oranı daha düşük iletişim sağlanmaktadır [19].

Dental CAD/CAM sistemleri, teknik hataları azaltarak ve restorasyonların üretilmesi sırasında oluşabilecek çapraz enfeksiyon risklerini azaltma potansiyeline sahiptir [18]. CAD-CAM kullanımının avantajlarına rağmen derin subgingival marjinlere sahip prepare dişlerin dijital ölçülerin alınırken konvansiyonel ölçülerde olduğu gibi, iyi bir dişeti retraksiyonu gerekmektedir. Üretim maliyeti birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen henüz ekonomik değildir.

CAD/CAM ile üretilen restorasyonların başarısı ve uzun ömürlü olması konvansiyonel sistemde olduğu gibi iyi bir preperasyon, ayrıntılı ölçü ve tasarımın nasıl yapılacağının bilinmesine bağlıdır.

2.2. CAD/CAM Sisteminin Elemanları

2.2.1. Tarayıcı (scanner)

Tarayıcı ile 3 boyutlu veriyi elde etmek için preparasyonu yapılan dişlerle birlikte, antagonist ve yanındaki dişler, intraoral olarak taranmaktadır. Mekanik, optik ve lazer uç olmak üzere 3 çeşit tarayıcı bulunmaktadır. Mekanik uçlar model üzerinden mekanik tarama yapmaktadır. Lazer tarayıcılar, daha kısa sürede ölçüm yapmasına rağmen, görüntünün hassasiyeti diffüzyon sebebi ile düşmektedir. Optik tarayıcılarda ise ağız içinden elde edilen veriler, optik kamera ile sağlanır. Genellikle tarayıcı uçlar, CAD-CAM sisteminin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır [20, 21].

2.2.2. Yazılım (software)

Tarama işlemi yapıldıktan sonra hazırlanan veriler, dijital ortamda sistemin yazılımı ile sanal modele dönüştürülmektedir. Model üzerinde restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra, frezeleme ünitesi üretime başlar [22].

2.2.3. Üretim

Bilgisayar, tasarımı yapılan kron formunu, CAD-CAM bloklarını çeşitli eksenlerde hareket edebilen kesici frezler sayesinde şekillendirerek oluşturur [23]. CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalama, renklendirme ve veneerleme işlemleri diş teknisyeni tarafından yapılabilir.

2.3. Üretim Metodlarına Göre Sistemler

Klinikte hasta başında kullanılan sistemler; Prepare edilen diş intraoral olarak taranır ve restorasyon klinikte hazırlanır. CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya) ve Planmeca E4D Dentist (D4D Technologies, Teksas, ABD) bu grupta kullanılan sistemler.

Laboratuvarında kullanılan sistemler; Alçı modelden veya ölçüden tarama yapılmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda altyapı üretilir ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için

üzerine porselen ekler. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır.

Üretim merkezli CAD/CAM sistemi; Model, laboratuvarda tarandıktan sonra veriler internet üzerinden A.B.D veya İsveç'te bulunan ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi yapılır ve bitim için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolü sağlanır [20]. Procera ve Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır.

2.4. Klinikte Kullanılan Cad/Cam Sistemleri

2.4.1. Cerec sistemi

Cerec sistemi CAD/CAM sistemleri arasında en yaygın olarak kullanılan ve ilk geliştirilen sistemlerden biridir. İlk Cerec sistemi Cerec 1, porselen inley yapmak üzere geliştirilmiştir [24,25]. Daha sonraki yıllarda CEREC 2 ve CEREC 3 piyasaya sürülmüştür. Cerec Sistemi, cihaz ve yazılım açısından devamlı gelişim göstermiştir. Elektron mikroskobu ile yapılan çalışmalarda 140-260 μm olan kenar aralıkları ikinci jenerasyon ile 50-99 μm , üçüncü jenerasyon CEREC sistemi ile kenar uyumu 38-84 μm 'ye kadar düşürülmüştür [26]. 1997 'de geliştirilen kron yazılımı ile birlikte CEREC 2 sistemi ile posterior kron altyapılarının tasarımına olanak sağlanmıştır. Gelişmiş yazılımı ile kavite tabanı ve duvarlarına daha iyi uyum sağlayan CEREC 2 sistemi, okluzal yüzün anatomik tasarımına olanak sağlamasına rağmen, CEREC 3 sisteminde iki sistem ayrılmış, kazıma işlemleri bir yerine 2 frez ve bir elmas disk kullanılarak hızlandırılmıştır. Bu sistem ile daha iyi okluzal anatomi oluşturulduğu belirtilmiştir [27]. Daha sonraki yıllarda yeni bir yazılım geliştirilerek sisteme 3 boyutlu bir tasarım programı dahil edilmiştir. Bu programda restore edilecek diş, antagonist dişler ve fonksiyonel kayıtlar 3 boyutlu elde edilmektedir. Optik model tarayıcı ünitesi "inEos" ile tarama süresinin kısılması sağlanmıştır. Cerec in Lab, laboratuvar ortamında teknisyen kullanımı için uygun bir sistemdir [28].

CEREC sisteminde, feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler olduğu gibi, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, titanyum içerikli metal bloklar, nanoseramikler ve geçici amaçla kullanılan akrilik bloklar kullanılabilmektedir [29].

2.4.2. Lava Sistem

2002 yılında piyasaya sürülen Lava sistem, preparasyonları hazırlanmış olan dişlerin ölçüsü dijital ortama aktarılmaktadır. Lava sistem; optik tarayıcı, bilgisayar destekli freze makinesi sinterleme için bir fırın ve yazılım programından oluşmaktadır [19]. Lava CAD yazılımı, otomatik olarak kenar dizaynı ve gövde tasarımını yapar. Lava sistemde yüksek dayanıklı zirkonyum alt yapıları elde etmek için %3 mol yitriumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum polikristal içerik kullanılır. Okluzyon verileri dijital ortama aktarıldıktan sonra üç boyutlu model oluşturulur. Okluzyon kaydı ve elde edilen tüm veriler, frezleme ünitesine restorasyonun oluşturulması için aktarılmaktadır. Restorasyon sistem parametrelerine göre elde edilmektedir. Sinterizasyon gerektiren alt yapılar Lava fırınında, sinterleme işlemine tabii tutularak üst yapı porseleni ile restorasyonlar bitirilmektedir [30]. Tasarım işlemi sonrasında yarı sinterlenmiş ZrO_2 seramik blok Lava Form ile aşındırılır. CAM ünitesi 21 üye altyapıya kadar müdahale gerektirmeden çalışabilir. Sinterleme işlemi ile hacimce küçülme sağlanacağı için zirkonyum altyapı gerçek boyutundan daha büyük hazırlanır. Sinterlenen altyapılar, zirkonyanın termal genleşme katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram seramik materyali ile bitirilir.

2.4.3. Procera all-ceram sistem

Nobel ve Sandvik Hard Materials işbirliği ile geliştirilmiş bir sistemdir. [31]. Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak alüminyum oksit (ProceraAllCeram), zirkonyum oksit (Procera All Zirkon) ve titanyum (Procera All Titan) alt yapı restorasyonlar elde edilebilir. Procera sistemine ait bilgisayar destekli dizayn ünitesi laboratuvarlarda mevcutken, bilgisayar destekli üretim ünitesi sadece İsveç ve A.B.D olmak üzere iki merkezde bulunur. Bu nedenle laboratuvarlarda modeller tarayıcı ile tarandıktan sonra, taranan görüntü e-mail yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik'e gönderilir [32]. Tarama işlemi sırasında her bir preparasyon için yaklaşık 50.000 veri noktası belirlenir. Elde edilen veriler CAD yazılımı ile koping üç boyutlu olarak tasarlanır. Final sinterizasyon sonrasında oluşacak %15-20'lik küçülme hesaba katılarak hazırlanan güdük ile buna uygun alüminyum oksit veya zirkonyum oksit altyapı hazırlanır [33,34]. Şekillendirilen alt yapılar, yüksek sıcaklıklarda ($>1550^{\circ}C$) sinterlenmekte daha sonra uygun termal genleşme katsayısına sahip alüminus seramik ile kaplanmaktadır.

2.4.4. Celay sistemi

Bu sistem ile inley, onley, kron ve üç üyeli köprülerin üretimi kısa bir sürede tamamlanabilmektedir [35]. Özel bir rezin materyalinden hazırlanan ön model, direkt olarak diş üzerinde veya modelde hazırlanır. Bilgisayar ile taranan modelin dublikatı, frezeleme makinesine bağlanan porselen blokların, uygun frezlerle şekillendirilmesi ile elde edilir [36]. Vita Mark II, In Ceram Alumina veya In Ceram Spinell Celay sisteminde de kullanılabilinen seramiklerdendir.

2.4.5. Cercon sistem

Cercon sistemi (DentsplyCeramco), 2002 yılında diş hekimliği sektörüne sunulmuştur. Frezeleme ünitesi ve sinterleme fırınından oluşmaktadır. Konvansiyonel ölçüden elde edilen modelde, üretimi yapılacak altyapının mum modelajı hazırlanarak Cercon cihazına yerleştirilir. Mum modelasyon, gümüş tozları ile kaplandıktan sonra lazer sistemi ile tarama yapılır. Kazıma ünitesine aktarılan veriler kullanılarak, yarı sinterize zirkonyum bloklardan alt yapı üretilir [37].

2.4.6. Cicero sistemi

Cicero dental sistemleri ile alüminyum oksitle güçlendirilmiş altyapılar üzerine porselen tabakalama tekniği ile daha estetik restorasyonlar üretilir. Freze bölmesinde işlenen alt yapı, dentin ve mine porseleninin preslenip pişirilmesiyle ve freze bölmesinde hazırlanır. Sistemin dosyasında bulunan hazır kronlar içinden uygun olan seçilir ve proksimal ve sentrik temaslar ayarlanır [38,39].

2.5. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Monolitik Materyaller

Teknolojideki gelişmelerle birlikte ve bazı avantajlarından dolayı monolitik restorasyonların üretimi yaygınlaşmaktadır. Bu amaca uygun monolitik CAD/CAM materyalleri şöyle sıralanabilir [40]. Cam seramikler; feldspatik cam seramikler, kristal yapılarla güçlendirilen cam seramikler, alümina veya zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler, hibrid seramikler ve geçici restorasyon üretiminde kullanılan materyaller olarak sıralanabilir.

2.5.1. Feldspatik cam seramikler

Feldspatik CAD/CAM seramik bloklar, inley üretimi için kullanılan ilk bloklardır. Cam matriks içerisinde %30-35 oranında ve 3-4 μm boyutlarında feldspar partikülleri bulunmaktadır. Partiküllerin ince olması, sıkıştırılabilirliğini artırır [27, 41]. Frezeleme işleminden sonra kolayca cila yapılarak tek seansta hastaya uygulanabilir [42]. Feldspatik cam seramik bloklarla inley, onley, laminate veneer ve ön bölge kuron protezleri yapılabilir. Kırılma dirençlerinin düşük olması nedeni ile feldspatik blokların köprü ve endokron restorasyonlarında kullanımı sınırlanmaktadır [43]. Cam içeriklerinin fazla olması nedeniyle Hidroflorik asit ile pürüzlendirme, etkilidir ve oksit seramiklere kıyasla adeziv simantasyonda daha başarılı sonuçlar verirler.

Vita Mark (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany): İnce grenli feldspatik porselendir. Kırılma dayanımı 120 MPadır. Otto ve De Nisco [25] tarafından 2002 yılında Vita Mark 1 kullanılarak yapılan 10 yıllık prospektif çalışmada %90,4 gibi bir başarı oranı tespit edilmiştir. Vita Mark 2, Cerec sistemi için geliştirilmiştir ve Vita Mark 1'e göre daha ince grenlidir ve buna bağlı olarak bükülme dayanımı glaze sonrası 160 MPa olarak belirtilmiştir [44]. Birçok renk seçeneği olmasına rağmen bu bloklar monokromatiktir. Zimmer ve ark. [45] tarafından 2008 yılında yapılan çalışmada bu blokların 10 yıllık sağ kalım oranları %83 olarak bildirilmiştir.

Vita Triluxe: Triluxe Forte, 3, 4 ve 6 farklı renk tabakasına sahip polikromatik bloklardır ve diş dokusunu taklit edebilir. Bükülme dayanımları 155 ± 15 MPa'dır [46].

Vita Blocs Real Life (VITA, Bad Sackingen, Almanya): Dentin ve onu saran mine tabakası nedeni ile, bu iki tabaka arasındaki renk geçişi başarılıdır [47]. Özellikle estetik beklentinin arttığı anterior restorasyonlardakullanılabilir.

2.5.2. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar

Cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur [48]. Materyalin translusentlik ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer. Bükülme dayanımı yaklaşık 160 MPa'dır [49]. Parsiyel kronlar, laminate veneerler ve tek diş restorasyonları için uygundur.

Lösit kristallerinin genleşme katsayısının, içinde bulunduğu cam matriksten yüksek olması, yapıda bulunan çatlakların ilerlemesini engelleyen sağlam bir bariyer görevi üstlenir. [50].

ProCAD (IvoclarVivadent, Schaan, Lihtenştayn): CEREC in Lab ile kullanılmak üzere tanıtılmıştır. %40 oranında lösit ile güçlendirilmiş seramiktir ve bükülme dayanımı 160 MPa'dır.

IPS Empress CAD (IvoclarVivadent, Schaan, Lihtenştayn): Pro CAD' e oranla daha inç partikül büyüklüğüne (1-5 μm) ve daha yüksek %45 oranında lösit içeriğine sahiptir [51]. Bükülme dayanımı 160 MPa'dır. 2008 yılında yapılan bir çalışmada inley ve onleylerin 6 yıllık sağ kalımları %96,9 olarak belirtilmiştir [52]. Blokların farklı translüsens değerlerine sahip çeşitleri vardır. Endikasyonları ön ve arka bölge kronları, inley/onley, veneer, parsiyel kronlardır.

2.5.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar

Lityum disilikat cam seramiklerde, %70 oranında kristal içeriği bulunmaktadır. IPS e.max-Press ile IPS e.max- CAD, kimyasal içerik olarak ile özdeşdir. Fakat, bu seramiklerin; preslenebilir versiyonu (IPS e.max-Press) 7 μm ve daha büyük kristaller içerirken, CAD/CAM lityum disilikat cam seramik hacimce %70 oranında, cam matriks içinde yaklaşık 1.5 μm büyüklüğünde ince grenli iğne şeklinde lityum disilikat kristalleri içerir [53]. CAD/CAM lityum disilikat cam seramik, daha yoğun ve daha homojen bir mikroyapı gösterir [54]. Bu seramik grubu, diğer yüksek dayanımlı cam seramiklere göre daha iyi saydamlık ve renk tonlama seçenekleri avantajı ile, kor materyali olarak veya monolitik restorasyonlarda kullanılabilir.

IPS e.max- CAD (IvoclarVivadent, Schaan, Lihtenştayn) iki aşamalı kristalizasyon sürecinden geçen mavi seramik bloklardır. Kristalize lityum disilikat CAD blokları sertlikleri nedeni işlenmesi zordur. Bu yüzden bir ara materyal olan, lityum metasilikat cam seramik, iki aşamalı kristalizasyon süreci kullanılarak geliştirilmiştir [55]. Yaklaşık hacminin %40'ını oluşturan lityum metasilikat, kristal büyüklüğü 0.2 ile 1 μm arasında değişen trombosit şekilli kristallerdir [56]. Metasilikat stabil faz, materyalin daha kolay frezelenmesi için gereklidir. Bu formda seramik daha düşük bir değerde bükülme dayanımına sahiptir. Kristilizasyon işlemi porselen fırınında yaklaşık 840- 850°C'de

gerçekleşir. İşlem sonrası, hacimce %70 oranında ince gren yapılı lityum disilikat kristali içeren cam yapı oluşur ve materyal final rengini elde eder ve dayanımı artar. Materyal rengi maviden sonuç rengine dönüşür ve dayanımı artar. [57].

Farklı translüsensi değerlerine sahip lityum disilikat CAD blokları mevcuttur. Çevre dokuların rengini absorbe eden, yüksek ışık geçirgenliğine sahip bloklar, inley ve onley restorasyonların yapımında kullanılabilir. Renklenmiş dişlerin tedavisinde, multi bloklar tabakalama tekniği ile uygulanabilir. Aynı zamanda karakterizasyon sağlanarak monolitik kron yapımında kullanılabilirler. Karakterizasyon, boyama veya cut-back tekniği ile seramik ile uyumlu bir veneer seramiği kullanılarak da yapılabilir. Zirkonya altyapı üzerine cad-on tekniği uygulanarak dayanımı yüksek restorasyonlar da elde edilebilir [58,59]. Guess ve ark. [60] CAD/CAM teknolojisi kullanılarak parsiyel kaplanmış restorasyonların 7 yıl sonraki survival oranını %97 olarak göstermiştir. 2015 yılında yapılmış başka bir çalışmada ise molar bölgede yapılmış tam seramik kronların 2 yıllık takibinde herhangi bir başarısızlık ile karşılaşılmamıştır [61].

2.5.4. CAD/CAM zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (ZLS)

Lityum disilikat seramik bloklar, mekanik açıdan desteklenmesi için, yaklaşık %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmiştir. Zirkonya ve cam seramiklerin olumlu özellikleri birleştirilmiştir. Yapısında çok ince boyutlarda (0.50-7 μ m) lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri vardır. ZLS bloklar; parsiyel ve tam kaplama kronlar inley, onley ve implant dayanak materyalleri olarak kullanılabilirler [62].

Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya): Camsı matriks içinde, lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri ile zirkonyum oksit kristalleri birarada bulunmaktadır [63]. Cam seramiklerin estetik özellikleri ile zirkonyanın yüksek kırılma dayanımı biraraya gelmiştir. Üretim aşamasından sonra blok, cam yapıda ve kırılgan haldede olacağı için bu aşamada freze edilemez ve ön-ısıtma işlemi ile pre-kristalizasyon gerçekleştirilir. Prekristalizasyon ile blokta kristaller oluşur ve bu kristaller giderek büyürler. Bu aşama sonunda bloklarda sadece zirkonya ve lityum metasilikat kristalleri bulunmaktadır [64]. Prekristalizasyon aşamasından sonra materyalin aşındırılmasması kolay olacaktır. Kristalizasyon işlemi sona erdikten sonra materyalin kırılma dayanımı yaklaşık 420 MPa'dır. Materyal monolitik olarak ya da altyapı materyali olarak

kullanılabilmektedir. Uygun veneerleme materyali olarak feldspatik seramik, Vita VM11 önerilmektedir [62, 65].

Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya) : Tam sinterize blok olan Celtra Duo, kristalize formda frezelenabilir. İşlemden hemen sonra mekanik olarak cilalanıp simante edilebilir. Bu seramik materyal, küçük tanecik boyutu ve homojen bir mikro yapıya sahip olması ile avantaj sağlamaktadır [66]. Endikasyonlar ön ve arka bölge kron, inley/onley, veneer, ön bölge köprü, hibrit abutmenttir.

2.5.5. Cam infiltre CAD-CAM seramik bloklar

Slip-cast tekniğiyle üretilen Cam infiltre seramikler, CAD/CAM ile de üretilmektedir. Yarı sinterize bloklardan frezelenen restorasyona, erimiş lantan oksit cam infiltrasyonu yapılarak porözlü yapı ortadan kaldırılır [67]. Slip-cast tekniği ile kıyaslandığında daha homojendir [68]. Bu bloklar In-CeramSpinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3'e ayrılır.

In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya): Sinterlenmiş poröz alümina altyapı materyaline, cam infiltrasyonu ile elde edilmiştir. Posterior bölgede ve üç üyeli ön bölge köprülerde altyapı materyali olarak kullanılır.

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya): In-CeramSpinell'de ana kristal faz olarak $MgAl_2O_4$ kullanılır. $MgAl_2O_4$, restorasyonu translusentliğini ve restorasyonun estetiğini iyileştirir. $MgAl_2O_4$, restorasyonu translusentliğini ve restorasyonun estetiğini iyileştirir [69]. Bükülme dayanımı In-Ceram Alümina materyaline kıyasla %25 daha düşüktür ve In-Ceram alüminanın yüksek opasitesi nedeniyle kullanılmadığı ön bölge kronlarda kullanılabılırler.

In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya: Cam infiltre alüminaya %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilerek sertliği ve dayanıklılığı başlangıçtaki materyale göre daha yüksek bir alt yapı seramiği elde edilmiştir. In-Ceram Zirconia alüminyum oksit içeriğine ilave olarak %33 oranında seryum stabilize zirkonyum katılarak piyasaya sürülmüştür. Bu grubun en dayanıklı materyaldir. Ancak opak karakteri, kron alt yapısı ve posterior bölge köprülerde kullanımına olanak verir [70, 71].

2.5.6. Polikristalin CAD-CAM seramikler

Yoğun kristal yapıları nedeni ile alümina ve zirkonya gibi polikristalin seramikler üstün mekanik özellikler gösterir [72]. Atomların düzgün kristal düzeninde dizilmesi ve az yoğun ve düzensiz atom ağına sahip olan cama kıyasla çatlak ilerlemesini azaltmaktadır. Dolayısı ile polikristalin seramikler cam bazlı seramiklerden genel olarak daha dayanıklı ve sağlamdır [40]. Polikristalin seramikler camsı yapı içermedikleri için opak yapıdadırlar. Bu nedenle, kron ve köprü yapımında alt yapı olarak kullanılması ve uygun seramikle veneerlenmesi önerilir [73].

Alümina bazlı CAD/CAM seramik bloklar

Procera All Ceram (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç): %99,9 alümina içeren ilk tam yoğunlukta polikristalin seramiktir. Yüksek bükülme dayanımına ve oldukça opak bir yapıya sahiptir [74]. Tam seramik restorasyonlar için alt yapı malzemesi olarak kullanılabilir [75].

In-Ceram AL (VitaZahnfabrik, BadSackingen, Almanya): In-Ceram Classic Alüminadan farkı cam içermemesidir. Yüksek kristal içeriği ve düşük porozite oranı materyalin mekanik özelliklerini geliştirmiş ve yüksek kırılma dayanımına sahiptir [76].

Zirkonya bazlı CAD/CAM seramik bloklar

Saf haldeki zirkonyum oksit, sıcaklığa bağlı olarak üç farklı fazda bulunabilen polikristalin bir materyaldir. Monoklinik faz, oda sıcaklığı ve 1170°C arasında iken, tetragonal faz 1170 C°-2370 C° arasında, kübik faz ise 2370°C üzerindeki sıcaklıklarda görülmektedir [77]. Transformasyon doygunluğu, zirkonyanın soğuması sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken gösterdiği %3-5 hacim artışının gerilim streslerini baskı streslerine dönüştürüp mikroçatlakların ilerlemesini önleme özelliğidir. Bu durum, zirkonyayı yüksek dayanıma sahip hale getirmiştir [78, 79].

Isı değişimleri, zirkonyayı stabil olmayan bir hale getirmektedir ve bu durumu önlemek için stabilize edici oksitler (CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃) ilave edilerek zirkonyum parsiyel stabilize zirkonya haline gelmektedir. En çok kullanılan oksit, itriyum oksittir ve zirkonya

ağırlığının %3-5 miktarı kadar ilave edilerek itriya tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) oluşmaktadır. Tam seramik restorasyonların üretiminde, yüksek mekanik dirençleri nedeniyle en çok tercih edilen materyallerdendir [80].

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar, üretim aşamasında zirkonyum dioksit tozuna sinterleme işlemi uygulanmadan, basınçsız olarak preslenmesi ile üretilir. Aşındırmaları kolaydır.

Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit blokların üretiminde zirkonyum dioksit tozunu preslemek ve blok haline getirmek için uygun bir bağlayıcı madde konur. Bağlayıcı, 1350 - 1550°C gerçekleşen ön sinterleme adımı sırasında elimine edilir. Final sinterleme sonrası, %20-25 oranında büzülme oluşacağı için belli lrande daha büyük üretilirler [77].

Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, yapı çok sert olduğu için frezeleme işlemi uzun süre almaktadır. Restorasyon final boyutlarında üretilir.

Zirkonyanın optik özellikleri, üretiminde ve sinterizasyonunda modifikasyonlar yapılarak geliştirilmektedir, translusensliği arttırılmaktadır. Polikristalin seramiklerin translusensliği materyalin kimyasal ve tanecik yapısına göre değişir. Materyallerin içerisindeki düzensiz partiküller, poroziteler ve porların boyutları ışık geçirgenliğini etkiler. Genel olarak zirkonyanın por büyüklüğü 200 nm olarak belirtilmektedir. Zirkonyada porların bulunmaması materyale iyi optik özellik kazandırarak materyalin estetik özelliğini geliştirmektedir. Standart zirkonya blokların içerisinde dayanıklılığını arttıran fakat optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar vardır. Monolitik zirkonya blokların içerisinde bu bağlayıcılar mevcut değildir ve alümina içeriği düşürülmüştür. Ayrıca renklendirilebilir olmaları estetik özelliklerini arttırmaktadır. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, restorasyon 0.3-0.5 mm'ye kadar inceltilebilir. Estetiğin arttırılması için bu materyale gerektiğinde uygun üst yapı seramiği de uygulanabilir [81].

DC Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre): Tam sinterize bloktur. Işık geçirgenliğine göre Premium, T, HT olmak üzere farklı blokları vardır. Üretici firma ışık geçirgenliğinin lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklere yakın, kırılma direncinin ise %65 daha fazla olduğunu öne sürmektedir [82]. Endikasyonları anterior ve posterior bölge kron ve köprülerdir.

E.max Zir CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn): İttriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Işık geçirgenliğine göre farklı blokları vardır. Translusensi oranı arttıkça bükülme dayanımı azalmaktadır. CAD-on tekniği ile kullanılabilir. Endikasyonları ön anterior ve posterior bölge kron ve köprüleri, implant üstü kron ve köprülerdir.

LAVA Zirconia (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD): İttriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Endikasyonları anterior, posterior kron ve köprüler, kantilever köprü, adeziv köprü ve implant üstü kronlardır.

2.5.7. Rezin nanoseramik bloklar

Diş hekimliğinde nanoteknolojinin kullanıldığı, materyallerin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla yeni restoratif materyaller geliştirilmiştir [83]. Nanoseramikler yapısında, UDMA (üretandimetakrilat) bazlı rezin matriks ve nano boyutta seramik partikülleri içerir. Üretim aşamasında yapılarına silan eklenerek, rezin matriks ve nanomer yapı arasındaki kimyasal bağlantı sağlanır. Polimer matriks içerisinde, zirkonya-silika nano doldurucular hacimce yapının %80'ini oluştururlar.

Nanoseramik materyallerin elastiklik modülü, dentine yakın değerler gösterir. Bu materyaller, cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe eder. Kırılma direnci, feldspatik, lösit ve kompozit içerikli bloklardan yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara ise yakındır. Cam seramiklere kıyasla karşıt dişte meydana getirdikleri aşınma miktarının, cam seramiklere kıyasla daha az olduğu bildirilmiştir [84].

Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya): Malzeme, %80 seramik, %20 kompozit karışımıdır ve ağırlıklı olarak seramik içerir. Seramik yapı, zirkonya ve silika nanomerlerden oluşmaktadır. Kompozitin esneklik ve yüksek kırılma dayanımı özellikleri, seramiğin estetik özellikleri ile birleştirilmiştir. Üretim sonrası ikinci bir ısıl işlem gerektirmez ve kolaylıkla parlatılabilir. LAVA Ultimate restoratif materyali; tek seansta muayenehanede uygulanabilen bloklar ve laboratuarda kullanılan olmak üzere farklı şekillerde üretilmiştir [85]. İnley, onley ve veneer restorasyonların yapımında kullanılabilir. Üretici firma tarafından, kişisel karakterizasyon için gerekli glazür malzemelerinin,

restorasyonun pit ve fissürlerine uygulanabileceği, ancak, servikal bölgede boyama yapılması önerilmemektedir. Adeziv simanlar ile simante edilmesi önerilmektedir [86].

Cerasmart (GC DentalProducts, A.B.D.): Kuvvet absorpsiyonu ve esneklik özellikleri ile ön plana çıkan materyalden, esnek nanoseramik olarak bahsedilir. Esnek nanoseramik, matriks yapısı sayesinde gelen kuvvetleri homojen ve eşit olarak dağıtır. İçeriğinde %71 oranında silika, %29 oranında kompozit bulunur [87]. İnley, onley, veneer restorasyonlar, kron restorasyonları, implant üstü restorasyonların yapımında kullanılabilir. İntraoral tamir yapılabilmesi sistemin avantajlarındanır.

2.5.8. Rezin matrikse ilave zirkonya-silika seramik bloklar

İçeriğini silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentler gibi çeşitli materyallerin farklı oranlarda kullanılması ile oluşturmaktadır. Değişen seramik yüzdesiyle birlikte farklı organik matriks yapıları olan materyallerdir. İnorganik yapıları ağırlıkça %60'tan fazlasını oluşturur [70].

Shofu V Block HC (Shofu, Japonya): Doğal ışık geçirgenliği ile birlikte kırılmaya karşı dayanıklılığı, uzun ömürlü estetik görünüm sağlar. Bu CAD/CAM malzemesi, estetik bir anterior restorasyondan, posterior restorasyona kadar, inleyler, onleyler ve implant destekli restorasyonlar da dahil olmak üzere geniş bir endikasyona sahiptir [88].

Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya): Bisfenol A glisidil metakrilat %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partikülleri ile birlikte TEGDMA polimer matriksi kompozit materyallerdir.

2.5.9. Hibrit seramikler

Bu blokların yapısında baskın oranda bulunan seramik ağ, birbiri içerisine tamamen entegre olan polimer ağ ile kuvvetlendirilmiştir. Seramik materyalinde karşılaşılan çatlak ilerlemesi problemi, polimer ağ yapısı sayesinde azaltılmıştır. Hibrit seramiklerin optik özellikleri, monomer kompozisyonu, kimyasal içerik, doldurucuların partikül büyüklüğü ve dağılımından etkilenmektedir [89].

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany): Çift ağ yapısına sahip, yüksek elastik özelliği ve dayanıklılığı olan bir seramiktir. %86 Seramik ağ yapı ve %14 polimer ağ yapı birbirinin içine penetre olmuştur. Bu şekilde kompozit ve seramiklerin olumlu özellikleri bir araya toplanmıştır. Posterior bölge minimal restorasyonlarda kullanılabilirler [90,91]. T ve HT olmak üzere 2 farklı ışık geçirgenliğine sahip blokları mevcuttur. Endikasyonları inley, onley, anterior ve posterior bölge kronları, implant üstü kron, okluzal ve non-prep. veneerlerdir. Adeziv simanlar ile simantasyon uygulanması önerilmektedir [92,93].

2.6. Polimer CAD-CAM Blokları

Bu sistemler için kullanılan bloklar ve diskler, daha önceden polimerize edildiğinden daha güçlü ve daha homojen bir yapıya sahiptirler. Bu özellikleri ile geleneksel yöntemde kullanılan PMMA malzemelerinden farklı olarak bu bloklar, inhibisyon tabakasına sahip değildirler ve polimerizasyon büzülmesine uğramazlar.

Rezin materyaller, freze ünitelerinde kayıp mum tekniğinde kullanılabildiği gibi, kısa ve uzun dönem geçici restorasyonlarda da kullanılabilmektedir [94].

Vita CAD-Temp (Vita Zahnfabrik, BadSackingen, Almanya): Sabit protezlerde kullanılan 40-55 mm uzunluğunda hazırlanabilen yüksek çapraz bağlantılı mikrofil polimerlerdir. Anterior ve posterior tek kronlar, en fazla iki gövde içerecek şekilde uzun dönem kullanılabilecek geçici restorasyonlar üretmek mümkündür. Ön bölge restorasyonları için dört farklı renk katmanı içeren blokları üretilmiştir [95]. Hazırlanan restorasyonlar S4 haftadan kısa bir süre için ağızda kalacaksa öjenol içermeyen geçici simanlarla, 4 haftadan daha uzun bir süre ağızda kalacak ise rezin içerikli simanlarla daimi simantasyon yapılabilir.

Telio CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn): Yüksek materyal homojenitesine sahip çapraz bağlı PMMA ve pigmentlerden oluşan bloklardır. %99,5 oranında PMMA, %0,5 oranında pigment içerirler. İki gövde içeren köprü restorasyonları, implant üstünde kullanılabilecek geçici restorasyonlarda, temporomandibular eklem problemlerini veya okluzal düzlemi düzeltmek amacıyla yapılan terapötik restorasyonların üretimi için kullanılabilir [96]. Kronların rezin içerikli simanlarla simante edilmeleri tavsiye edilir.

Ceramill Temp: Polimetil metakrilat ve metakrilik asit ester bazlı çapraz bağlı polimerlerden oluşur. Kolay işlenebilir, disk şeklindedir ve 4 ayrı renk seçeneği vardır. Blok özelliğine göre 12 aydan 3 yıla kadar kullanım süreleri vardır.

Art Bloc Temp: Yüksek çapraz bağlı, içiçe geçmiş içerikli, diş rengine uygun tek renkli bir bloktur. İnorganik doldurucu ve fiber içermeyen bu malzeme, plak oluşumuna yüksek direnç sağlar. Üretici firma tarafından materyalin, diğer geleneksel veya CAD-CAM sistemleri ile üretilen geçici köprü materyallerine kıyasla en iyi kopma direncine sahip olduğu belirtilmektedir. Tek kron, parsiyel restorasyonlar, köprü ve immediyat implant restorasyonları için kullanımı uygundur. Bu materyal ile üretilen restorasyonların 3 yıla kadar kullanım süresi olduğu belirtilmektedir [97].

2.7. Antimikrobiyal Ağız Çalkalama Solüsyonları

Ağız çalkalama solüsyonları, eski çağlardan beri bir oral hijyen malzemesi olarak uygulanmıştır [98]. Fakat bu solüsyonlarının kullanımı için bildirilmiş bilimsel ve klinik temeller 1960'lı yıllarda kaydedilmiştir [99]. Periodontal hastalıkları ve çürük oluşumunu önlemek, diş yüzeyinden plağı uzaklaştırmak için mekanik ve/veya klasik yöntemlerden faydalanılabilir.

2.7.1. Klorheksidin

Klorheksidin, bis-biguanid biyosit olup, birçok mikroorganizmaya karşı etkili katyonik deterjandır. Asetat formları bulunmasına rağmen daha çok glukonat tuzu şeklinde kullanılır. [100]. Klorheksidin tuzları katyonik özellik gösterirler. Sabunlar, fosfat ve nitrat gibi bazı iyonik olmayan kimyasallarla tarafından inaktive edilirler. Bazı protein içerikli maddeler (püy, kan, serum, süt) klorheksidinin etkisini azaltır [101]. Gram-pozitif bakteriler üzerine olan etkisi gram-negatif bakterilere ve mantarlara olan etkisine kıyasla daha fazladır. Klorheksidin dişlerde ve dilde renklenmeye sebep olabilir. Oral kavitedeki bakteriyel popülasyonu azaltan ve en etkili antiplak ajan olduğu çeşitli çalışmalarla kanıtlanmış olan klorheksidin'i diğer jermisid ajanlardan ayıran en önemli özelliği, oral kaviteye uygulandığında dokulara tutunması ve uzun süreli salınım yapmasıdır [100]. Bu özelliği ile, diğer antiseptik ajanlara göre üstünlük sağlar.

2.7.2. Katyonik organik moleküller

Bisguanidler, en sık kullanılan antiseptiklerdendir. Klorheksidin diglukonat, bilimsel araştırmalarda sıklıkla çalışılan ve mekanizması ile ilgili daha çok bilgiye sahip olunan organik bileşiktir [102]. Klorheksidin gram pozitif, gram negatif, aerob ve anaerob bakterilere, mantar ve mayalara karşı etkili olduğu bildirilmiştir. [103]. Hücre zarı geçirgenliğini arttırarak ve hücre duvarı yapısını farklılaştırarak ozmotik dengeyi bozar. Bu durum, antimikrobiyal etkisini ortaya çıkarır [104]. Düşük konsantrasyonlarda bakteriyostatik, yüksek konsantrasyonlarda bakterisit etkilidir. Klorheksidin, plaktaki bakterilerin dış membranına bağlanarak, bakterilerin epitel hücrelerine yapışmasını azaltır [105]. Klorheksidin düşük toksisite göstermesine rağmen tat değişikliği, dişler ve mukoza üzerinde boyanma, mukoza erozyonu ve parotis şişmesi gibi istenmeyen etkileri vardır. Bu sebeple klorheksidin uzun süre kullanılmamalıdır [106]. Klorheksidin'in %0,1, %0,12 ve %0,2'lik çözeltileri bulunmaktadır ve gingivitis kontrol etmede temel oral antiseptik olarak kabul edilmektedir [107].

2.7.3. Metal iyonları

Çinko, bakır ve kalay gibi çok sayıda metal iyonunun plağı inhibe edici etkileri vardır. Çinkonun dental plağa tutunarak ve oral florayı bozmadan plağın olgunlaşmasını önlediği belirtilmiştir [108, 109].

Çinko iyonunun klorheksidin, heksetidin, triklosan ve sanguanarin gibi diğer antiseptiklerin etkinliğini arttırdığı görülmüştür [110]. Ağız sağlığını korumak için en sık kullanılan metal iyonu florürdür. Halojen grubunda olan bu element oda sıcaklığında soluk, sarı-yeşil renkte bir gazdır. Kimyasal elementler içinde elektronegatifliği en yüksek olan ve tüm elementlerle bileşik oluşturma eğiliminde olan flor, bu özellikleri nedeniyle doğada serbest halde bulunmaz [111]. Florun çürük üzerindeki etki mekanizmaları birkaç şekildedir. Diş gelişimi esnasında florapatit oluşumu ile diş minesinin direncini arttırır. Tükürük ve plakta bulunduğu diş yüzeyinde remineralizasyon sağlar. Enolazı inhibe ederek plakta asit üretimini azaltır [112].

2.7.4. Benzidamin hidroklorür (BHCl)

Benzidamin hidroklorür; antienflamatuvar, analjezik, antipiretik ve lokal anesteziik etki gösteren, sistemik ve lokal olarak uygulanabilen indazol türev bir nonsteroidal antienflamatuvar ilaç (NSAİİ)'dir [113]. Benzidamin hidroklorür bilinen NSAİİ'lerden farklı olarak, alkalik pH'ye sahiptir. Benzidaminhidroklorürün antienflamatuvar etki mekanizması adrenal aksis salgılanmasıyla ilişkili değildir. Diğer steroid olmayan antienflamatuvar ajanlar gibi benzidamin belirli koşullarda prostaglandin sentezini inhibe eder. Fakat bu özelliği tam olarak açıklanamamakla birlikte; hücre zarını kararlı hale getirici etki mekanizmasına bağlanabilir [114].

2.8. Bor

Kimyasal simgesi "B" olan Bor, ergime noktası 2190 ± 20 °C olan, metalle ametal arasında, yarı iletken özellikte bir elementtir. Doğada Bor, bileşikler halinde bulunmaktadır. En fazla rastlanan bor bileşikleri borik asit ve bor'un sodyum ve kalsiyum ile oluşturduğu bileşiklerdir [115, 116]. Bor yatakları, Türkiye ve ABD'nin volkanik ve hidrotermal etkinliğin fazla olduğu bölgelerinde bulunmaktadır [117].

2.8.1. Boraks (tinkal) ($\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$)

Doğada genellikle renksiz ve saydam olarak bulunur. Fakat içindeki bazı maddeler nedeniyle pembe, sarımsı, gri renklerde de olabilir. Özgöl ağırlığı 1.7 gr/cm^3 , B_2O_3 içeriği %36,6'dır. Borik asit elde edilmesinde kullanılır.

Borik Asit: (H_3BO_3) Borik asit beyaz, parlak, altıgen pulcuklar halinde kristalleşen ve suda eriyen bir asittir. Suda erime nisbeti: 0°C'de 19,5gr/lt, 20°C'de 49 gr/lt, 100°C'de 379 gr/lt'-dir. Ergime derecesi 169°C'dir. Borik asit, endüstride en çok kullanılan bor ürünlerinden biridir. Boraks'tan, kernitten, kolemanitten, üleksitten, borasitten ve boraks ihtiva eden göl sularından çeşitli metodlarla elde edilir, granule veya kristalize olarak pazarlanır.

Tıp ve eczacılıkta hem boraks ve hem de borik asit, antiseptik özelliğinden dolayı, geniş kullanım alanı bulurken, aynı özelliği, onu kozmetik sahasına da çekmiş, losyonlarda,

güzellik kremlerinde, diş macununda beyazlatmada ve koku gidermede yaygın bir kullanım alanı hazırlamıştır [118].

Çizelge 2.1. Bor cevher ve ürünlerinin kullanım alanları

Kalaiyım Borat Cevherleri	Kalsiyum Sodyum Borat Cevherleri	Sodyum Borat Cevherleri	Borlu Göl Sulan	
● Cam ● Metalürji ● Nükleer ● Tekstil Türü ● Fiberglas	• Selülozik • izolasyon • Fiberglas • Metalürji • Nükleer • Cam	Rafine boraks pentahıdrad ve boraks dekahıdrad, Susuz boraks		
Boraks Penta ve Deka Hidrat, Susuz Boraks	Susuz Borik Asit	Sodyum Perborat	Borik Asit	
● Gübre ● Fiberglas ● İzolasyon ● Metalürji ● Cam ağartıcılan ● Cam ● Yapışılncılar ● Kozmetik ve ilaç ● Tarım ● Fotograf ● Tekstil boyalan ● Dericilik ● Yün koruyucu ● Emaye,frit, sır ● Metalurji	• Antiseptik • Kozmetik • Yangın söndürücü • Deri • Böcek mücadelesi • Metalürji • Naylon ve tekstil san • Sabun ve deterjanlar • Sır kaplama • Fotograf	• Deterjan ve ağartıcılar • Dezenfektan • Tekstil boyalan • Cam ve boyalan	• Cam • Zirai mücadele • Böcek öldürücü • Böcek mücadelesi • Fotograf • Sabun ve deterjan • Naylon • Tekstil boyalan • Balmumu yumuşatıcı • Ağaç koruyucu • Sır kaplama	• Antiseptik • Kozmetik • Yangın söndürücü • Sır kaplama • Metalürji • Nükleer • Sabun ve deterjan • Tekstil • Tekstil-fiberglas

Biyoaktif bir eser element olan ve diyetlerde sıklıkla meyve, sebze ve kuruyemiş gibi gıdalarda bol miktarda bulunan borun antibakteriyel aktivitesi [119]. Benkovic ve ark. [120] tarafından rapor edilmiştir. Borun inflamatuvar ve immün yanıtta düzenleyici bir etkisi vardır

2.8.2. Bor elementinin işlevleri ve insan fizyolojisindeki önemi

Bor elementi ile ilgili yapılan çalışma sonuçlarına göre, önemli yaşamsal faaliyetlerde etkisi olduğu belilenmiştir. Çalışmalara göre bitki kaynaklı borun hücre zarında, kalsiyum metabolizmasında ve hormonal işlevlerde önemli rolleri olduğu belirtilmiştir. Süregelen çalışmalarda bu bilgilere ilave olarak, hayvan kaynaklı borun hücre içi-dışı, anyon-katyon geçişinde de etkisi olduğu, beslenme ve klinikte önemli rolleri olduğu gösterilmiştir [121].

Ayrıca Sborun embriyogenezis, kemik gelişimi, immün fonksiyon, psikomotor fonksiyon gibi yaşamsal faaliyetlerde önemli roller oynadığı bildirilmektedir [122].

2.18.3. Antimikrobiyal etkileri

Bor içerikli ilk doğal biyomolekül, ‘boromisin’ adı verilen bir antibiyotiktir. Boromisinin, gram (+), belirli bazı mantarlar ve protozoalara karşı etkili, gram (-) bakterilere karşı etkisiz olduğu belirtilmiştir [123]. Borik asit esterlerinin, klinikte kullanılan eritromisin, gentamisin ve streptomisin gibi antibiyotikler ile kıyaslanabilir olduğu rapor edilmiştir [119]. Invitro testler, borik asit ve bor içeren bileşiklerin Candida, Trichophyton, gram pozitif bakterileri ve gram negatif bakterileri inhibe ettiğini göstermiştir [124]. Antibakteriyel aktivitesi zamana ve konsantrasyona bağlıdır. Düşük bir borik asit konsantrasyonu patojenik bakterileri inhibe ederken, yüksek borik asit konsantrasyonları patojenik bakterileri öldürür [125]. 10-20 mg/ml’deki borik asit, hemen hemen tüm yaygın bakteri veya mantarları inhibe eder. Borik asit, yüz yıldan fazla bir süredir kutanöz enfeksiyonlarını tedavi etmek için kullanılmaktadır. Yine de, spesifik mekanizmaları net değildir ancak mitokondriyal enzim aktivitesinin ve enerji metabolizmasının inhibisyonunu içerebilir [126].

2.8.4. Kemik rejenerasyonu

Periodontal defektlerde periodontal rejenerasyonu arttırmak amacı ile kemik greftleri kullanılmaktadır [127]. Biyoaktif materyaller, kaybedilen kemik dokusunu yerine koymak ya da kemik dokusunun iyileşmesine yardımcı olmak için kullanılır [128]. Borun kemik oluşumu ve tamirindeki bilinen faydalı etkileri, bor içerikli bir biyoaktif camın geliştirilmesini sağlamıştır. Biyoaktif cam, kemik rejenerasyonu için bir doku iskelesi olarak kullanılır [129]. Pan ve ark. [128] stronsiyum borat camın yeni kemik oluşumunu uyardığını ve kemik rejenerasyonunda etkili olduğunu belirtmişlerdir.

2.8.5. Antienflamatuvar etki

Periodontal doku yıkımında proteinazlar, anahtar enzimlerdir. Periodontal hastalıklarda MMP’ler ve bir grup serin proteinaz en fazla etkinliğe sahip proteolitik enzimler olarak bilinmektedir. Serin proteazlar, yapısal proteinleri parçalayan majör proteolitik enzimlerdir.

Borik asit bileşiklerinin, serin proteazların etkinliğini inhibe ettiği belirtilmiştir [130]. Sağlam ve ark. [130] kronik periodontitisli hastalar üzerinde yaptıkları çalışmada, cerrahi olmayan periodontal tedaviye ek olarak uygulanan subgingival %0,75'lik borik asit uygulamasının, kontrol grubuna göre dişeti oluğu solüsyonundaki MMP-8 miktarını anlamlı şekilde azalttığını rapor etmiştir [130].

2.9. Yapay Tükürük

Yapay tükürük kullanımına ilişkin araştırmaların tarihi ilk kez 1931 yılında W. Souder ve W.T. Sweeney tarafından rapor edilmiştir. Tıbbi araştırmalarda standart olarak kabul edilen tükürük dahil biyolojik solüsyonların referans bileşimi 1983 yılında Lentner tarafından geliştirilmiştir [131]. Araştırmacı, cinsiyet, yaş ve sigarayı da göz önünde bulundurarak birkaç yüz uyarılmış ve istirahat tükürüğü örneğine dayanan bir referans tükürük bileşimi (Çizelge 2.2.) geliştirmiştir. Teknolojinin gelişmesi ve dental malzemelere olan ilginin eş zamanlı olarak artması ve bunun sonucunda yoğun bilimsel araştırmalar yapılması nedeniyle sonraki yıllarda birçok farklı yapay tükürük modelleri geliştirilmiştir.

Çizelge 2.2. Lentner, tükürüğün inorganik içeriği

Component	Unit	Average value	Value range
Carbonates	mmol/L	13.9	6.7 – 22.1
Chlorides	mmol/L	22.6	11.2 – 44.7
Phosphates	mmol/L	3.6	1.9 – 5.5
Thiocyanate (smokers)	mmol/L	5.5	1.2 – 12.2
Thiocyanate (non-smokers)	mmol/L	1.9	0.4 – 6.5
Potassium	mmol/L	16.4	11.4 – 23.0
Sodium	mmol/L	29.3	10.0 – 75.0
Calcium	mmol/L	1.5	0.9 – 2.3
Magnesium	mmol/L	0.2	0.1 – 0.4
Iron (parotid salivary gland)	µmol/L	6.6	2.9 – 14.9
Copper	µmol/L	5.0	0.8 – 12.0
Selenium	nmol/L	39.0	14.0 – 66.0
Zinc (parotid salivary gland)	µmol/L	2.2	0.8 – 6.1
Lead	µmol/L	0.5	0.1 – 1.1
Nitrogen (total)	mmol/L	42.9	14.0 – 76.0
Urea	mmol/L	3.3	2.4 – 12.5
Ammonia	µmol/L	77.5	35.0 – 120.0
Histamine	µmol/L	1.3	1.0 – 1.6
Uric acid (parotid salivary gland)	µmol/L	170.0	
Carbohydrates (parotid salivary gland)	mg/L	245.0	154.0 – 334.0

Tanımlanan tüm yapay tükürük modellerinde bulunan tek bileşen KCl'dir. Yapay tükürüğün pH'ı, fizyolojik alt ve üst sınırlarına benzer şekilde 5,0 ile 7,3 arasında değiştiği için çok farklıdır. Klinik çalışmalarda, bu fizyolojik solüsyonun, çalışılan deney veya materyalin tipine bağlı bir biçimde kullanılması gerekmektedir [131].

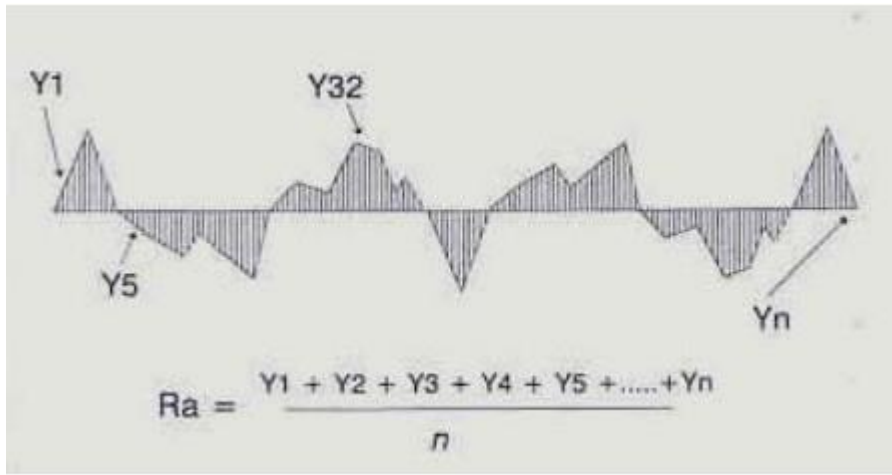
2.10. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, yüzey dokusundaki düzensizlikleri tanımlar [132]. Ağız ortamındaki dental seramiklerin stabilitesi, malzemelerin yüzey özellikleri, SCG ve kimyasal inertliği ile doğrudan ilişkilidir. Bu da onların, ağız ortamındaki bozulmaya direnmelerini sağlar [133]. Seramiklerin uzun dönem stabilitesi, cam matriksle reaksiyona giren tükürükteki su moleküllerinin neden olduğu kritik altı çatlak ilerlemesi ve gerilme korozyonu ile yakından ilişkilidir [134]. Pürüzlü yüzeylerde estetik kalite düşer ve bükülme dayanıklılığı azalır. Pürüzlü yüzeylerde serbest yüzey enerjisi daha yüksek olduğundan, mikroorganizmaların tutunması ve kolonizasyonu kolaylaşır. Restorasyonlarda pürüzlü bir yüzey olması, mikroorganizmaların adezyon ve retansiyonuna sebep olur, bunun sonucu çürük ve periodontal hastalık riski artar [135]. Ayrıca yüzey pürüzlülüğü karşıt dişin aşınmasına, restorasyonun pigmentasyonuna, dikey boyut kaybına sebep olabilir. Dental materyallerin, eksternal renklemelerinin en önemli sebeplerinden biri materyalin yüzey pürüzlülüğüdür. Bu etkilerinden dolayı; hasta konforu, optimum estetik, ağız hijyeni ve klinik başarı sağlamak için restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü en aza indirilmelidir. Yüzey pürüzlülüğünün ölçülebilmesi için kontaklı ve kontaksız profilometreler ile atomik kuvvet ve taramalı elektron mikroskopları kullanılır [136]. Profilometreler yüzey pürüzlülüğü hakkında her ne kadar iki boyutlu ve limitli bilgi verse de ortalama aritmetik bilgiler edinilebilmesi ve değişimin matematiksel olarak karşılaştırılabilmesini sağlaması sebebiyle sıklıkla tercih edilmektedir.

2.10.1. Profilometre cihazı

Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazdan elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları, dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir. Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde parametreler, Ra, Rz, Rpm ve Rz: Rpm oranıdır [137]. Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilometrede tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın

alınmasıyla saptanır (Şekil 2.1). Rz yüzey parametresi, ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe–vadi yüksekliği olarak tanımlanır. Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. Ra ve Rz parametreleriyle karşılıklı gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm: Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0,5’den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0,5’den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili ifade eder [138].



Şekil 2.1. Ra parametresi diagramı

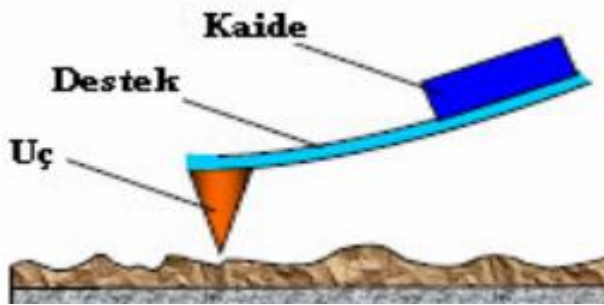


Resim 2.1 Profilometre (M1/M1, PRN-10)

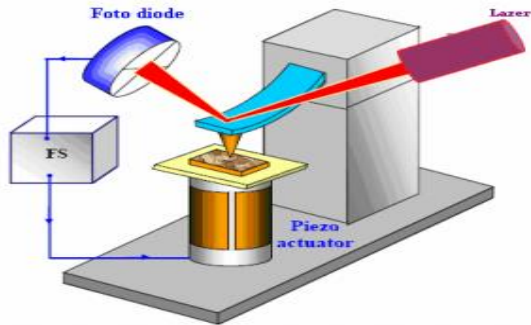
2.10.2. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskobu, solüsyon veya katı maddelerin yüzeyini analiz etmek için yaygın olarak kullanılır. Nanometre (nm) seviyesinde, topografik bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküler arası kuvvetleri ölçmede kullanılan bir sistemdir. AFM incelenmesi,

daha büyük bir çözünme ve üç boyutlu bir görüntü elde edilmesini sağlar. Profilometre ve görsel değerlendirmeye kıyasla daha fazla detay verir [139]. AFM ile yüzey pürüzlülüğü değerleri sayısal olarak elde edilebilirken, 3 boyutlu bir yüzey analizi de yapılabilir [140]. AFM, standart mekaniksel yüzey profilometre ölçümü skalasından farklı olarak, atomik bir skalada yüzey yapısını incelemesidir. AFM'nin çalışma prensibi, uç ile örnek yüzeyi arasındaki etkileşimli kuvvetin, elastik bir destek (cantilever) üzerine yerleştirilmiş özel bir prob vasıtasıyla ölçülmesidir (Şekil 2.2) [141].



Şekil 2.2. AFM probunun şematik görünümü



Şekil 2.3. AFM'nin çalışma mekanizması

2.10.3. Taramalı elektron mikroskobu (scanning electron microscope-SEM)

Objenin yüzeyinden yansıyan elektronlarla üç boyutlu görüntü elde edilebilir. İnceleme yapılmadan önce örnekler ince bir metal ile kaplanmalıdır. Bu yöntemde, incelenecek örnek, elektron demetleri gönderilerek satır satır taranır. Elektronlar belli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları elektronlar yayar ve bunlar özel dedektörler ile yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülür böylece görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir [142]. Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için en sık

kullanılan yöntemler; yardımcı veya yardımcısız yapılan görsel değerlendirmeler, taramalı elektron mikroskobu incelemesi ve profilometredir.

2.11. İyon Salınımı

Dental bileşiği oluşturan elementlerin kimyasal, fiziksel etkilerle ya da bileşiğin yapısının stabil olmaması sebebiyle salınıp ağızda lokal ya da sistemik etkilere sebep olmasına iyon salınımı denir. Diş hekimliğinde kullanılan oksit seramikler esas olarak silikon oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve zirkonyum oksitten (ZrO_2) oluşmaktadır. Lantan cam %39 lityum oksit içermektedir. Dental seramiklerin genellikle çözünmediği veya çok az çözündüğü ifade edilmektedir. Ancak seramiklerin başlangıç dayanıklılıkları yüklemeye ve solüsyon ortama bağlı olarak belirgin derecede azalmaktadır [7,8]. Bu nedenle çözünmenin kimyasal ortama (asidik, nötral veya alkalın), mekanik ortama (yükleme) veya bunların kombinasyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir. Silikon oksit seramiklerde; farklı pH' larda silikon, boron, sodyum, potasyum ve alüminyum elementleri salınmaktadır. Ancak silikon, sodyum ve potasyum elementleri bor ve alüminyum elementlerine göre daha fazla miktarda salınmaktadır. Çözünme sırasıyla en fazla alkali ortamda sonra asidik ortamda ve en az da nötral ortamda olmaktadır. Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit ilavesi çözünmeyi azaltmaktadır [8].

2.11.1. İyonların vücut üzerindeki etkileri

Alüminyum (Al)

Kabul edilebilir günlük doz 50-1000 mg ve minimal risk seviyesi 1,0 mg/kg/d' dir. Bazı bulgulara göre Alzheimer hastalığının patogenezinde rol oynamaktadır [143].

Baryum (Ba)

Günlük doz miktarıyla ilgili bir veri bulunmamakla birlikte minimal risk seviyesi 0,2 mg/kg/d' olarak belirtilmiştir. Yüksek dozlar, kardiyak düzensizliklere, nefes darlığına, titremeye, halsizliğe, anksiyeteye ve paralize sebep olmaktadır [143].

Bor (B)

Günlük doz miktarı 3-9 mg' olarak belirtilen elementin minimal risk seviyesi 0,2 mg/kg/d' dır. Toksik etkilerinde deride kızarıklık, kusma, diyare, koma görülebilir [143]. Vücuda giren borun %90-95 kadarı ilk 24 saatte değişikliğe uğramadan idrarla atılırken, çok az bir kısmı kemik, tırnak, saç, dişler, kıllar; karaciğer ve dalak gibi organlarda birikir. Yapılan araştırmalar, borun zehir etkisinin düşük olduğunu göstermiştir.

Kalsiyum (Ca)

Minimal risk seviyesiyle ilgili veri bulunmamakta, kabul edilebilir günlük doz miktarı 1000 mg' olarak belirtilmiştir. Kalsiyum oksit tozları akciğerlere mekanik olarak zarar verebilir ve akciğer hastalıklarının ortaya çıkma ihtimalini arttırabilir [143].

Krom (Cr)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 0,05-0,12 mg' dır. Minimal risk seviyesi 0,3 µg/m³'dir. İmmün sistemin zayıflamasına, böbrek ve karaciğer hasarına, genetik yapıların bozulmasına ve akciğer kanserine sebep olabileceği gibi deri ve solunum problemleri de görülebilir. [143].

Flor (F)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 2,5-4 mg' dır. Minimal risk seviyesi 0,4 mg/kg/d' dır. Kronik toksisitesi kemik ve böbrek fonksiyonlarını etkilerken, akut toksisitesi ölümlle sonuçlanabilir [143].

Lityum (Li)

Günlük doz miktarı 600-2100 mg' dır. Li elementi, bipolar bozukluğu olan hastaların manik ve depresif evrelerinde kullanılır. Yan etkileri olarak titreme, diyare, kilo artışı, idrarda artış ve metalik tad rapor edilmiştir [143].

Magnezyum (Mg)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 350 mg' dır. Minimal risk seviyesiyle ilgili veri bulunmamaktadır. Sadece çok yüksek dozlarda, böbrek yetmezliği varlığında toksisite semptomları görülmektedir [143].

Potasyum (K)

Günlük doz miktarı 3500 mg' dır. Minimal risk seviyesiyle ilgili veri bulunmamaktadır. Potasyum iyonu ve oksit formlarında toksisite riski yoktur ancak bazı tuzlarındaki anyonlar toksik olabilir [143].

Silikon (Si)

Kabul edilebilir günlük doz miktarıyla ilgili veri bulunmamakla birlikte minimal risk seviyesi 3160 mg/kg' dır. Silikon element olarak ve silikat formlarında toksik değildir. Ancak silikon dioksit solunumu riske sokabilir [143].

Sodyum (Na)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı 2400 mg'dır. Sodyum toksik değildir ancak birleşiklerindeki anyonlar toksik olabilir. Porselenlerdeki formları zararsız olarak belirtilmiştir [143].

İtriyum (Y)

Minimal risk seviyesi 1,0 mg/m³'tür. Hayvan çalışmalarında itriyum ve bileşikleri, akciğer ve karaciğer hasarına sebep olmuştur [143].

Çinko (Zn)

Kabul edilebilir günlük doz miktarı fosfat formu için 8-11 mg'dır. Minimal risk seviyesi 0,3 mg/kg/d'dır. 25 mg'ın üzerindeki dozlar anemiye ve bakır eksikliğine yol açabilir [143].

2.12.2. Elementlerin analizinde kullanılan yöntemler

ICP (indüktif eşleşmiş plazma)

ICP, numunedeki elementlerin 7000-8000 Kelvin (K) (6727-7727° C) gibi yüksek sıcaklıkta atomlaştırılıp uyarıldığı, manyetik alan ile desteklenmiş plazma tekniğidir. ICP tekniği plazma argon gazının hem inert olması hem de kolay iyonlaşabilmesinden dolayı, bu gazın radyofrekans jeneratörü tarafından oluşturulan manyetik alan ile etkileştirilmesi ile gerçekleştirilir [144]. Günümüzde yaygın olarak kullanılan üç plazma türü bulunmaktadır. Bunlardan birincisi ICP, ikincisi doğru akım plazması ve sonuncusu da mikrodalga plazmasıdır. Bu plazma teknikleri içerisinde en yaygın kullanıma ICP sahiptir [145].

ICP-OES

ICP-OES (indüktif olarak eşleşmiş plazma optik emisyon spektroskopisi), birçok elementin aynı anda nicel tayininde kullanılan analitik metotlardan birisidir. Düşük derişim seviyelerinin tayininde başarılı bir analitik yöntemdir [146]. ICP kaynağı, argon gibi inert gazlardan yüksek enerjili ve yüksek frekanslı iyonlaşmış bir plazmayı üretir. Çalışma prensibi ile elementlerin kendilerine özgü frekansta ışığı yayması sağlanır. Bu ışık şiddeti, numune içerisindeki elementlerin derişimi ile doğru orantılıdır ve bir emisyon spektrometresi ile ölçülür. Spektrometre özgün frekansları, farklı dalga boylarına ayırabilme ve nicel sonuç alabilmeyi sağlar [147].

ICP-AES

AES, elementlerin temel durumunda gaz halindeki atomların, üzerlerine gönderilen ışını emmesi ilkesine dayanır ve ışını emen atomlar temel enerji düzeyinden daha üst enerji düzeyine çıkarlar. AES tekniğinde incelenen elementin oranı, atomlara gönderilen ışın şiddeti ile atomlarla emilen ışık şiddetinin karşılaştırılması ile tespit edilir [144]. ICP-AES atomların uyarılması için indüksiyonla birleştirilmiş plazmanın kullanıldığı bir AES tekniğidir. ICP-AES tekniğinin yüksek sıcaklıklara ulaşabilmesi, numune elementlerin plazma içerisinde uzun süre beklemesi, atomlaştırma ve uyarma işlemlerinin inert bir

ortamda yapılabilmesi gibi özelliklerinden dolayı diğer atomik emisyon tekniklerine nazaran daha üstün olduğu düşünülmektedir.

ICP-MS

ICP-MS (İndüktif Eşleşmiş Plazma Kütle Spektrometresi): Katı ve solüsyon örneklerde çok sayıda elementin hızlı, hassas ve doğru biçimde, niteliksel, niceliksel yada yarı-niceliksel olarak ölçülmesine olanak sağlayan ileri teknoloji ürünü bir analiz tekniğidir. Çalışma tekniği, elektromanyetik indüksiyonla 10,000 °K sıcaklığa ulaştırılan argon plazması tarafından solüsyon örneğin iyonize edilmesi, iyonize elementlerin kütle spektrometresi tarafından ayrıştırılması ve element konsantrasyonları, elektron şoklayıcı bir dedektör tarafından ölçülmesi aşamalarını içerir. Örnekteki tüm elementlerin derişimleri1 ile 2 dakika arasında değişen oldukça kısa bir sürede ölçülür [148].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Alyans Dental Diş Laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı ve Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmanın amacı, CAD/CAM tekniği ile üretilen üç monolitik seramik materyalinin ağız gargaraları ve yapay tükürük içerisinde belli bir periyotta bekletildikten sonra yüzey pürüzlülüğündeki değişimlerinin ve belirlenen elementlerin iyon salınımlarının *in vitro* olarak değerlendirilmesidir. Çalışmada kullanılan materyallerin üretici ve içerik bilgileri Çizelge 3.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin üretici ve içerik bilgileri

Materyal	Marka Adı	Üretici Firma	Kompozisyon
Zirkonya	DD Bio ZW iso color	Dental Direkt GmbH	$ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3 \geq 99$, $Y_2O_3 < 6$ $Al_2O_3 < 0,5$ Diğer oksitler $< 1,0$ [wt %]
Lityum disilikat	IPS e. max CAD	Ivoclar Vivadent AG	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , K ₂ O, Na ₂ O, Pigment
PICN Hibrit Seramik	Vita Enamic	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH and Co. KG	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , ZrO ₂ UDMA, TEGDMA, %86 alüminyum oksit ile zenginleştirilmiş cam seramik

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan solüsyonun içeriği ve üretici firma bilgileri

	Solüsyonun İçeriği	Üretici Firma
Klorheks	%0,2 Klorheksidin glukonat, gliserin, limon esansı, nane esansı	Drogsan İlaç San. HS Tic. A.Ş.
Borik asit	%0,75 Borik asit	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Yapay Tükürük	4,1 Mm KH ₂ PO ₄ , 4,0 Mm Na ₂ HPO ₄ , 24,8 Mm KHCO ₃ , 16,5 Mm NaCl, 0,25 Mm KMgCl ₂ , 4,1 Mm CaCl ₂ (1ml yapay tükürük).	Gazi Üniversitesi Eczacılık Fakültesi

Çalışmada her bir seramik materyalinden 2 mm kalınlığında, 10 mm çapında 30 adet disk şeklinde örnek hazırlandı. Seramik örnekler, ISO 6872 standartlarına uygun olarak üretici

firmanın önerileri doğrultusunda M20 ve M30 (Camcube, Canada) milling cihazlarında üretildi.

3.1. Örnek Grupların Hazırlanması

3.1.1 Monolitik zirkonya örneklerin hazırlanması



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya blok

Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya örnekler, Çizelge 3.1’de özellikleri gösterilen yarı sinterize DD Bio ZW 14 mm monolitik zirkonya bloklardan (Resim 3.1) özel bir laboratuvarında (Alyans dental, İzmir, Türkiye), uluslararası standartlara (ISO 6872) uygun olarak üretildi. Kazıma yapılacak bloğun üzerinde belirtilen küçülme değeri (%20) programa aktarıldı. Kazıma işlemi Camcube M20 milling cihazı (CAMcube, Canada) ile gerçekleştirildi. Kazıma işlemini takiben materyaller sinterlenmesi için üretici firmanın talimatı doğrultusunda sinterleme fırınında (Dentsply Sirona International Inc. New York) işleme tabii tutuldu.

Çizelge 3.3. DD Bio ZW 14 mm bloğun kimyasal içeriği ve fiziksel özellikleri

$ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3$	≥ 99.0
Y_2O_3	< 6
Al_2O_3	< 0.5
Diğer oksitler	< 1.0
Elastisitemodülü	> 200 GPa
Bükülme dayanımı	1300-1450MPa
Kırılma tokluğu	> 9 MPa $\sqrt{m}$



Resim 3.2. a Kazıma aşaması



Resim 3.3. b Kazıma sonrası



Resim 3.4. Dentsply, sironasinter fırını



Resim 3.5. Sinterlenmiş zirkonya örnekleri

3.1.2. Lityum disilikat silikat örneklerin hazırlanması



Resim 3.6. Çalışmada kullanılan lityum disilikat blok

Lityum disilikat seramik örneklerinin kazıma işlemi Camcube M 30 milling (Camlcube, Canada) cihazı ile yapıldı (Resim 3.9). Lityum disilikat blokları, frezlemeden sonra ikinci ısıtma işlemi tabii tutulur ve restorasyon kendi rengini alır (140). Bu ısıtma işlemi porselen fırınında gerçekleştirilmektedir ve meta-silikat faz çözünür, lityum disilikat kristalize olur. Belirlenen boyutlarda hazırlanan örneklerin kristalizasyon işlemi (815°C de yaklaşık 20 dk.) üretici firmanın talimatlarına göre Dekema (Dental-Keramiköfen GmbH, Almanya) (Resim 3.10) porselen fırınında gerçekleşti (Çizelge 3.7).



Resim 3.7. e.max-CAD blokların kazıma işlemi



Resim 3.8. Dekema porselen fırını



Resim 3.9. e.max-CAD kristalizasyonu

Çizelge 3.4. Ips e-Max CAD kristalizasyon parametreleri

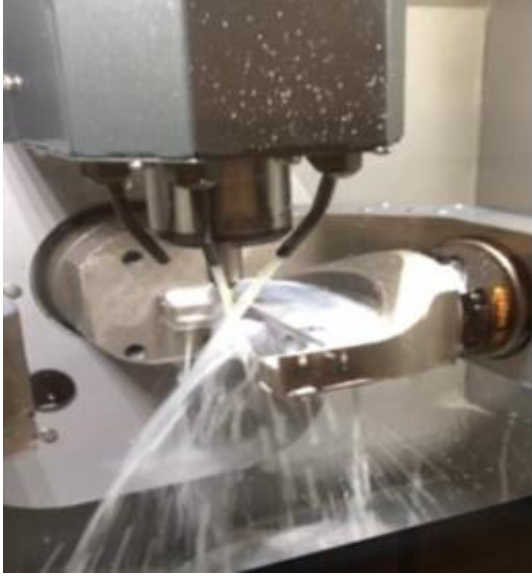
Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme (dk.)	Sıcaklık artışı (°C/dk)	Kristalizasyon Sıcaklığı (°C)	Bekleme zamanı (dk)
400	1	45	815	15

3.1.3. Hibrit seramik örneklerin hazırlanması



Resim 3.10. Çalışmada kullanılan vitaenamic blok

Hiperdent Cam programı ile tasarlanan Vita Enamic blokların kazıma işlemi üretici firmanın önerileri doğrultusunda Camcube M 30 milling cihazı ile yapıldı. 30 adet örnek hazırlandı.



Resim 3.11. Vita enamic bloklarının kazıma işlemi

3.1.4. Örneklerin cilalanması

50.000 devir NSK (NSK Limited Comp, Tokyo) mikromotor kullanılarak sırası ile;

- (1) 12.000 sabit devirde tutularak Dentarium Coarse (Kahverengi) polisaj lastiği 15 sn boyunca uygulandı.
- (2) 12.000 sabit devirde Dentarium fine (gri) polisaj lastiği 15 sn uygulandı.
- (3) 12 sabit devirde Kuraray pearl surface polisaj patına tutulmuş 21 mm çaplı keçe 15 sn uygulandı.
- (4) 12 sabit devir ile 21 mm çaplı polisaj fırçası uygulandı.
- (5) 6.000 sabit devirle pamuk frez ile son uygulama yapıldı ve 15 sn cila uygulanarak işlem tamamlandı.



Resim 3.12. Çalışmada kullanılan polisaj patı ve frezler

3.2. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü

CAD-CAM cihazında üretilen seramik disk örnekleri, yüzey parlatma işlemleri tamamlandıktan sonra 37°C’de ultrasonic temizleme cihazında (ELMASONİC –S 300 H) 15 dk. bekletilerek temizlendi.



Resim 3.13. Elmasonic 2-300 H



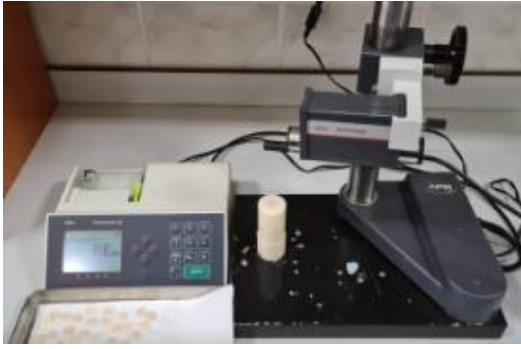
Resim 3.14. Solüsyonda bekletilmeden önce Ra ölçümleri yapılmış örnekler

Tüm deney grubu örneklerinin, solüsyonlarda bekletme öncesi ve sonrası olmak üzere 2 defa yüzey pürüzlülükleri ölçüldü. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı’nda bulunan Perthometer M2 (Mahr,Germany) cihazı ile yapıldı (Resim 3.14).

Cihazın kaydeden ucu, belli hızda örnek yüzeyinde hareket eder ve yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı ucun yapmış olduğu dikey hareketler ile elektriksel akım farklılıkları

oluşturarak yüzey profilini kaydeder. Yüzey topografisiyle ilgili bulgular, rakamsal ya da grafik olarak elde edilir.

Cihazda ölçüm mesafesi 8 mm olarak, tarama hızı 0.5mm/sn olarak ayarlandı. Beş ölçümde bir cihazın kalibrasyonu yapıldı. Örnekler, ölçüm sırasında hareket etmemesi için sabitlendi. Her bir örneğin cilalı yüzeyinden beş farklı noktadan 3'er tekrarlı ölçümler yapılarak kaydedilen değerlerin ortalaması alındı ve her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri elde edildi.



Resim 3.15. Perthometer

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda, her bir seramik materyalinden hazırlanan 30 adet örnek (n=10) falkon tüp içinde bir örnek olacak şekilde 9 deney grubu oluşturuldu (Resim 3.15, Resim 3.16).

Her tüpe suya dayanıklı asetat kalemı ile numarası yazıldı. 1-10 arası tüpler Klorhex, 11-20 arası tüpler Borik asitli solüsyon, 21-30 arası tüpler yapay tükürük olarak isimlendirildi.



Resim 3.16. Numaralandırılan falkon tüpler

Çalışmada kullanılan seramik örnekleri genel sınıflandırma isimlerine göre kısaltılmıştır (Çizelge 3.5).

Çizelge 3.5. Çalışmada kullanılan seramik örnekleri genel sınıflandırma isimlerine göre kısaltmaları

IPS e.max CAD	DD Bio ZW	Vita Enamic
LD	Z	HS

3.4. Örnek Grupların Solüsyonda Bekletilme İşlemi

Hazırlanan seramik örnekleri, cam içermeyen ağzı kapalı 50 ml.lik falkon tüpleri içerisine 20 ml.lik solusyonlar eklenerek hazırlandı. Örneklerin, solüsyonda bekletilmesinden önce yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümü sırasında, 1’den 30’a kadar numarandırılan her grup örnek aynı sıraya uygun olarak solüsyonlara yerleştirildi. Hazırlanan tüpler 37°C’de 60 saat süre ile etüvde bekletildi. Çalışmamızda iyon analizi, solüsyonlarda bekletildikten sonra yapılacağı için solüsyon değişimi yapılmadı ve örnekler 60 saat kesintisiz bekletildi. 12 saatlik bekletme, günde 2 dk. lık uygulama ile 1 yıla karşılık olarak hesaplanmıştır [149].



Resim 3.17. Çalışmada kullanılan solüsyonlar

3.5. Örneklerin Element Analizi için ICP-MS ile İncelenmesi

Falkon tüp içerisindeki solüsyonlarda 60 saat bekletilen örnekler çıkarıldıktan sonra solüsyonlar, Al, K, Na, Li iyonlarının ppm cinsinden analizi için Selçuk Üniversitesi AR-GE laboratuvarına gönderildi. Analiz için ICP-MS (ICP Perkin Elmer DRC-EMMT, LLC United States,) cihazı kullanıldı (Resim 3.17).



Resim 3.18. Cem Mars 5



Resim 3.19. ICP-MS Cihazı ile örneklerin elementel analizi

Her bir örnekten yaklaşık 1 ml alınıp tartılarak teflon tüplere konuldu. Daha sonra her bir örneğin üzerine 2 ml hidrojen peroksit, 6 ml HNO₃ (nitrik asit) ilave edildi. CEM MARS 5 mikrodalgada cihazında 800 W, 160°C de 30 dk. yakıldı. Mikrodalgadan çıkan örnekler ultra saf su ile 50 ml'ye tamamlandı. Daha sonra 50 ml'ye tamamlanan her bir örnek belli oranlarda seyreltilerek ICP-MS cihazında analiz edildi. Örneklerle beraber her solüsyonun blank çözeltileri de gönderildi. “Blank” numuneleri, porselen diskler ile teması olmayan ve çalışmaya dahil edilen solüsyonların içeriğindeki iyonların miktarlarını belirlemek için kullanıldı.

Sonuç olarak, toplamda 90 adet numune solüsyonu ve 3 adet “blank” solüsyonun Al, K, Li, Na değerleri ppm değerinde belirlendi.

3.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin istatistiksel değerdendirmeleri SPSS istatistik paket programından (SPSS/PC Version 21.0; SPSS Inc, Chicago, IL, USA) yararlanılarak yapıldı. Veri setlerine normalite testleri uygulanmış, yapılan normalite testlerinin sonucunda verilerin normal dağılıma uymadığı tespit edilmiştir. Buna bağılı olarak normal dağılıma uymayan veri grupları için non-parametrik testlerden olan Kruskal Wallis testi tercih edilmiştir. Kruskal Wallis testi değerdendirilip aralarında anlamlı fark tespit edilen gruplar ikili olarak non-parametrik Mann Whitney U testi ile değerdendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. İyon Analizi

4.1.1. Lityum element analizi (Li)

Klorheks gargara

Çizelge 4.1. Örneklerin klorhex gargara içinde Li iyon salınımı çizelgesi

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X ²	*p
	LD	10	25,50			
Klorheks Gargara	Z	10	10,90	2	19,396	0,005
(Li ⁺¹)	HS	10	10,10			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri

*p< 0,05.

Yapılan Kruskal-Wallis testinde anlamlı değerlerin p<0,05 olarak anlamsız değerlerin ise p>0,05 olarak değerlendirilmesi gerekmektedir.

Klorhex solüsyonunda bekletilen örneklerden, Li ⁺¹ iyon salınımı en yüksek değeri LD, en az ise HS grubuna ait olan örnekte görülmüştür (p<0,05). Aynı zamanda Z grubu ile HS arasında istatistik olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0.05).

Borik asit içeren gargara

Çizelge 4.2. Örneklerin borik asit içeren gargara içindeki Li iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	x ²	*p
	LD	10	25,50			
Borik Asit içeren Gargara	Z	10	14,2,	2	22,888	000
(Li ⁺¹)	HS	10	6,80			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri

*p< 0,05.

Borik asit içerikli solüsyonda en fazla Li^{+1} iyon salınımı LD grubunda, en az ise HS grubunda olmuştur.

LD ve HS seramikleri arasında da anlamlı fark görülmektedir ($p < 0,05$).

HS ve Z grubu arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Yapay tükürük

Çizelge 4.3. Yapay tükürük içerisinde Li iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X^2	*p
Yapay Tükürük (Li^{+1})	LD	10	19,20	2	2,815	0,245
	Z	10	12,85			
	HS	10	14,45			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X^2 = Chi kare değeri *p> 0,05.

Yapay tükürük içerisinde bekletilen LD, Z, HS grupları arasında istatistik olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0,05$).

4.1.2. Sodyum elementi analizi (Na)

Klorheks gargara

Çizelge 4.4. Örneklerin klorhex gargara içinde na iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X^2	*p
Klorheks Gargara (Na^{+1})	LD	10	5,50	2	20,604	0,000
	Z	10	22,70			
	HS	10	18,30			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X^2 = Chi kare değeri *p< 0,05.

Klorhex gargara içinde en fazla Na^{+1} iyon salınımı Z grubunda, en az ise LD grubunda bulundu.

HS ve Z grubu seramikleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).

LD ve Z grubu arasında anlamlı fark vardır ($p<0.05$)

LD ve HS grubu arasında anlamlı bir fark vardır ($p<0.05$).

Borik asit içeren gargara

Çizelge 4.5. Borik asit içeren gargara içinde Na iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X^2	*p
	LD	10	5,70			
Borik Asit içeren Gargara	Z	10	19,50	2	18,797	,000
(Na^{+1})	HS	10	21,30			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X^2 = Chi kare değeri *p< 0,05.

LD grubu en az Na^{+1} iyon salınımı gösterirken, en yüksek değer HS grbunda bulundu.

LD ve Z grubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0.05$).

HS ve Zgrubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$)

Yapay tükürük

Çizelge 4.6. Yapay tükürük içinde Na iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	Df	X^2	*p
	LD	10	5,50			
Yapay Tükürük (Na^{+1})	Z	10	22,50	2	20,387	,000
	HS	10	18,50			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X^2 = Chi kare değeri *p< 0,05.

Yapay tükürük içinde en fazla Na^{+1} salınımı yapan Z grubundaki örnekler olarak bulundu.

En az çözünen ise LD grubu olmuştur.

Fakat HS ve Z grupların yapay tükürük içerisinde meydana gelen çözünme miktarları arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

LD ve HS grubu sermik örnekleri de yapay tükürük içerisinde anlamlı bir fark olacak şekilde çözünme göstermişleridir ($p<0,05$)

4.1.3. Alüminyum iyon salınımı sonuçları (Al)

Çizelge 4.7. Klorhex gargara içinde Al iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	Df	X^2	*p
Klorheks Gargara (Al^{+3})	LD	10	14,60	2	,209	,901
	Z	10	16,40			
	HS	10	15,50			

Al^{+3} iyonlaşma miktarlarına göre seramiklerin Klorhex gargara içerisinde iyon salınımları arasında istatistik olarak anlamlı bir fark mevcut değildir ($p>0,05$).

Borik asit içeren gargara

Çizelge 4.8. Borik asit içinde Al iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X^2	*p
Borik asit gargara (Al^{+3})	LD	10	18,80	2	2,124	,346
	Z	10	14,10			
	HS	10	13,60			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X^2 = Chi kare değeri

* $p> 0,05$.

Al^{+3} iyon miktarına göre seramiklerin, Borik asit içeren gargara içerisinde iyon salınımları arasında anlamlı bir fark mevcut değildir ($p>0,05$).

Yapay tükürük

Çizelge 4.9. Yapay tükürük içinde Al iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X ²	*p
Yapay Tükürük (Al ⁺³)	LD	10	10,40	2	8,323	,016
	Z	10	21,60			
	HS	10	14,50			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri *p< 0,05.

En fazla Al iyon miktarı yapay tükürük içerisinde Z grubunda görülmektedir. Fakat LD ve HS grupları arasında istatistik olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0.05.).

4.1.4. Potasyum element analizi (K)

Klorheks Gargara

Çizelge 4.10. Klorheks Gargara içinde K iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X ²	*p
Klorheks Gargara (K ⁺¹)	LD	10	23,50	2	17,848	0,00
	Z	10	16,10			
	HS	10	6,90			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri *p< 0,05.

En fazla K⁺¹ salınımı LD grubunda, en az HS grubunda bulunmuştur.

Borik asit içeren gargara

Çizelge 4.11. Borik asit içeren gargara içinde K iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X ²	*p
	LD	10	24,80			
BorikA. içeren gargara (K ⁺)	Z	10	13,70	2	18,836	,000
	HS	10	8,00			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

x² = Chi kare değeri *p< 0,05.

Borik asit içeren gargara içerisinde K⁺ iyonlaşma miktarları karşılaştırıldığında en yüksek iyonlaşma LD grubunda, en az HS grubunda görülmüştür.

LD ve Zgrupları arasında anlamlı bir fark vardır (p<0.05).

Yapay tükürük

Çizelge 4.12. Yapay tükürük içinde K iyon salınımı

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X ²	*p
	LD	10	15,00			
Yapay tükürük (K ⁺)	Z	10	22,30	2	11,120	,004
	HS	10	9,20			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri *p< 0,05.

Yapay tükürük içerisinde K⁺ iyon salınımı en fazla Z grubunda, en az HS grubunda bulunmuştur.

LD grubu ile HS grubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0,05).

LD grubu ile Z grubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark yoktur(p>0,05).

4.1.5. Solüsyonların total iyon salınımlarına göre karşılaştırılması

Çizelge 4.13. Solüsyonların total iyon salınımları

Solüsyonlar	n	Sıra Ort.	df	X ²	*p
Klorhex	30	40,07			
Borik A.	30	52,03	2	3,021	,221
Yapay T.	30	43,77			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri *p>0,05.

Tüm iyon salınımı verileri göz önünde bulundurulduğunda;

Klorheks gargara, Borik asit içeren gargaraya göre daha az total iyon salınımı gösterdi fakat aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0.05).

Borik asit içeren gargara ve yapay tükürük iyonlaşma miktarlarına göre karşılaştırıldığında borik asit içeren gargara, yapay tükürüğe göre daha fazla iyon salınımına sebep olmuştur ve aralarında anlamlı fark bulunmaktadır (p<0.05).

4.1.6. Emax-CAD örneklerinin üç solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm)

Çizelge 4.14. LD grubunun iyon salınımı

	Klorheks Gargara		Borik Asit		Yapay Tükürük	
	Ort.	S.S	Ort.	S.S	Ort.	S.S
Li	,415	,195	,187	,053	0,092	,355
Na	-135,137	5,892	-119,634	29,28047	-201,531	78,67419
Al	-1,732	4,697	1,078	9,525	-20,252	3,161
K	24,704	12,145	42,181	7,149	349,485	193,311
ort	-27,9375		-19,047		31,9485	

4.1.7. DD BioZW 14 mm monolitik zirkonya örneklerinin üç solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm)

Çizelge 4.15. Z grubunun iyon salınımı

	Klorheks Gargara		Borik Asit		Yapay Tükürük	
	Ort.	S.S	Ort.	S.S	Ort.	S.S
Li	,058	,033	,014	,023	-0,153	,240
Na	-50,152	4,369	-45,735	11,340	174,425	112,393
Al	-2,155	2,626	-3,225	4,846	-11,762	11,311
K	12,346	5,361	25,946	8,227	558,433	148,353
ort	-9,97575		-5,75		180,23575	

4.1.8. Vita Enamic örneklerinin üç solüsyon içindeki iyon salınımı (ppm)

Çizelge 4.16. HS grubunun iyon salınımı

	Klorheks Gargara		Borik Asit		Yapay Tükürük	
	Ort.	S.S	Ort.	S.S	Ort.	S.S
Li	,049	,025	-0,024	,024	-0,134	,343
Na	-53,629	5,418	-36,553	26,500	68,084	133,203
Al	-1,928	3,546	-4,524	2,081	-17,799	5,442
K	1,233	6,227	19,030	6,140	204,677	148,210
ort	-13,56875		-5,51775		63,707	

4.2. Ra Değerlerine Göre Pürüzlülük Analizi

Klorheks gargara

Pürüzlülük miktarını tayin etmek için 3 tekrarlı her bir seramik türüne ait 30 verinin bulunduğu bir Kruskal Wallis analizi gerçekleştirildi. Yapılan analize göre gruplar arasında Klorheks gargara içerisinde örneklerin ortak bir pürüz miktar tayini yapıldığında anlamlı bir fark vardır ($p<0.05$).

Çizelge 4.17. Klorhex gargara içinde bekletilen seramikler

Solüsyon	Seramik	N	Sıra Ort.	df	X ²	*p
Klorheks Gargara	LD	30	70,42	2	49,540	,000
	Z	30	42,93			
	HS	30	23,15			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri *p< 0,05.

Gruplar arasında anlamlı bir fark vardır (p<0.05).

Klorhex gargara içerisinde en fazla yüzey değişikliği gösteren LD ardından Z ve en son HS grubudur.

Borik asit içeren gargara

Yapılan analize göre gruplar arasında borik asit içeren gargara içerisinde ortak bir pürüz miktar tayini yapıldığında anlamlı bir fark vardır (p<0.05).

Çizelge 4.18. Borik asit içeren gargara içinde örneklerin pürüzlülük değerleri karşılaştırılması

Solüsyon	Seramik	N	Sıra Ort.	df	X ²	*p
Borik A.	LD	30	64,33	2	24,648	,000
	Z	30	32,30			
	HS	30	39,87			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri *p< 0,05.

Borik asitli gargara içerisinde en fazla yüzey pürüzlülüğü gösteren LD grubudur.

Z ve HS grubunun borik asitli gargara içerisinde pürüz oluşturma miktarları arasında anlamlı bir fark yoktur (p>0,05).

Yapay tükürük

Çizelge 4.19. Yapay tükürük içinde örneklerin pürüzlülük değerleri karşılaştırılması

Solüsyon	Seramik	n	Sıra Ort.	df	X ²	*p
Yapay Tükürük	LD	30	66,83	2	35,180	,000
	Z	30	42,50			
	HS	30	27,17			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri *p< 0,05.

Yapay tükürük içerisinde oluşan Ra değerleri karşılaştığında en fazla LD grubunda yüzey pürüzlülüğü meydana gelmiştir.

HS ve Z grupları arasında oluşan pürüzlülük miktarında anlamlı bir fark mevcut değildir. (p>0.05)

4.2.1. Solüsyonların seramik örneklerinde oluşturduğu yüzey pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması

Çizelge 4.20. Total solüsyonların pürüz oluşturma miktarları

	Solüsyon	n	Sıra Ort.	Df	X ²	*p
Seraamikler	Klorheks gargara	90	140,32	2	6,371	,041
	Borik asit gargara	90	147,18			
	Yapay Tükürük	90	119,01			

n= örnek sayısı

df= serbestlik derecesi

X²= Chi kare değeri *p< 0,05.

En fazla yüzey pürüzlülük değerleri, Borik asit içeren gargara içerisinde bekletilen örneklerde görülmektedir ardından Klorheks gargara ve en son yapay tükürük olarak sıralanmaktadır.

Klorheks gargara ve yapay tükürük içerisinde bekletilen seramiklerin Ra değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

Aynı zamanda Klorheks gargara ve Borik asit içeren gargara içerisinde bekletilen seramiklerin de Ra değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

Fakat Borik asit içeren gargara ve yapay tükürük içerisinde bekletilen seramiklerin Ra değerleri arasında anlamlı bir fark vardır ($p<0,05$).

.

5. TARTIŞMA

Estetik, insanoğlunun eski çağlardan beri önem verdiği konulardan biri olmuştur. Günümüzde estetik beklentilerin artması ve gelişen teknoloji ile birlikte, yeni yöntem ve materyallerin geliştirilmesi ivme kazanmıştır ve diş hekimliğinde tam seramik materyallerin kullanımı, her geçen gün daha da yaygınlaşmaktadır [150]. Bu amaca uygun olarak metal destekli restorasyonlardan, tam seramik sistemlerine ve CAD-CAM ile üretilen restorasyonlara eğilim artmıştır. Dijital diş hekimliğinde yaşanan gelişmeler ile birlikte, dental restorasyonlarda estetik ve mekanik açıdan dayanıklılığı aynı anda sağlayabilecek materyaller geliştirilmiştir. CAD/CAM sistemi ile üretilen restorasyonların geleneksel teknik ile üretilenlerden daha iyi marjinal adaptasyona sahip olduğu belirtilmektedir [151, 152]. Estetik özellikleri arttırmak için tabakalama tekniği ile yapılan restorasyonlarda, delaminasyon ve chipping riskini ortadan kaldırmak için monolitik restorasyon üretimine yönelim olmuştur. “Renk uyumu ve translusensi” değerlendirmelerinde zirkonyum destekli restorasyonların, “estetik ve anatomik form” değerlendirmelerinde ise monolitik zirkonya restorasyonların daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir [152].

Kristalize IPS e.max- CAD ve IPS e.max-Press kimyasal içerik olarak aynıdır. Fakat, kristal büyüklüklerinin farklı olmasından ötürü, mikroyapısı aynı değildir. Bu seramiklerin, preslenebilir formu $7\mu\text{m}$ ve daha büyük kristaller içerirken, IPS e.max CAD seramik hacimce %70 oranında, cam matriks içinde yaklaşık $1.5\mu\text{m}$ büyüklüğünde ince grenli iğne şeklinde lityum disilikat kristalleri içerir [153]. Lityum disilikat cam seramikler, iyi saydamlık ve renk tonlama seçenekleri nedeni ile, monolitik restorasyonlarda veya tabakalama seramikler için kor materyali olarak kullanılabilir [55].

Zirkonya seramikler silika cam içermeyen, polikristalin yapıda materyallerdir. Son dönemlerde oldukça yaygın klinik kullanıma sahip geleneksel (Y-TZP) zirkonya seramikleri sertlik ve aşınmaya karşı direnç, yüksek doku uyumluluğu gibi olumlu özelliklere sahiptir [154]. Ancak, Y-TZP zirkonyanın iki tabakalı sistemlerde kullanımında, seramiğin ayrılma ve kopma gibi problemlerini ortadan kaldırmak amacı ile monolitik üretilen materyaller gündeme gelmiştir [155]. Zirkonyanın yüksek kuvvet ve mekanik dayanımı tetragonal fazın monoklinik faza transformasyonuna bağlıdır. Faz değişimi %4'lük hacim artışına neden olmaktadır. Bu da çatlak yayılmasına karşı direnci artırır.

Mekanik özelliklerinin, kırılma direncinin yüksek olması sebebi ile posterior bölgede oklüzal kalınlığın 0,5 mm'ye kadar azaltılabilmesi, konservatif diş preparasyonu ile diş yapısının korunmasını da sağlamaktadır [156].

Hibrit seramikler, yapısında yüksek oranda bulunan seramik ağı, birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ağ ile güçlendirilmiştir. Vita Enamic bloklarının, hibrit yapısı pöröz bir seramik altyapı üzerine infiltre edilen monomer yapının ışıkla sertleştirilmesi ile oluşturulmuştur [157]. Bu materyaller, dentine benzer elastisite modülüne sahiptir. Vickers sertlik değerinin mine ile dentin arasında olması özelliği sayesinde karşıt dişte daha az aşınmaya yol açar [158]. Bükülme dayanıklılığı 150-210 MPa arasında olan bu yapı, 13-30 GPa civarında elastisite modülüne sahiptir.

Klinik kullanımı yaygın olan bu üç materyal, bahsedilen özelliklerinden dolayı çalışmamızda tercih edilmiştir. Örneklerin üretiminde IPS e-max CAD, DD Bio ZW ve Vita Enamik bloklar kullanılmıştır.

Seramik restorasyonların üretimini takiben yüzey bitirme işlemleri farklı teknikler kullanılarak oluşturulabilir. Uygulanan yüzey işlemleri ise farklı glaze fırınlama yöntemleri, kimyasal etkileşimler ve polisaj teknikleri olarak sayılabilir [159]. Hibrit seramiklerde yüzey işlemleri için polisaj tekniği uygulanmaktadır. Yüzey işlemlerinde, tek bir tekniğin uygulanması için örneklerin dijital ortamda üretilmesini takiben yüzey bitirme işlemlerinde polisaj işlemi uygulanmıştır.

Ağız gargaralarının kullanım süresi günde iki kez olmak üzere birer dakikadan toplamda iki dakikadır. $365 \text{ gün} \times 2 \text{ dk} = 730 \text{ dk}$ yılda yaklaşık olarak 12 saatte tekabül eder [160].

Daha önce yapılan çalışmalarda, örneklerin 12 saat gargara içerisinde bekletilmesinin, 1 yıl boyunca günde 2 kere gargara yapmaya eş değer olduğu belirtilmiştir [149]. Çalışmamızda, seramiklerin solüsyonlarda bekletme süresi 60 saat olarak belirlendi ve iyon analizi solüsyonlarda yapılacağı için süre kesintisiz uygulandı.

Öngül ve ark.[161] , Biodent HS GC Gradia hibrid kompozit materyallerini, 6 ağız gargarası (Klorhex, Listerine, Tantum HSRde, Andorex ,Pharmol Zn, Gengigel) ve distile suda 24 saat bekletmişlerdir. Lee ve ark. [162] rezin nano seramik, polimer infiltre

seramik, feldspatik, Lityum disilikat ve HT zirkonya örneklerini, iki farklı Listerin solüsyonu, klorhexidin glukonat ve distile suda beklettikleri çalışmalarında süreyi 180 saat olarak kullanmışlardır.

Çalışmamızda materyallerin belirlenen iyon salınım değerlerini incelemek için ICP-MS (İndüktif Eşleşmiş Plazma Kütle Spektrometresi) analiz yöntemi kullanılmıştır. ICP-MS, katı ve sıvı örneklerde çok sayıda elementin hızlı, hassas ve doğru biçimde, niteliksel, niceliksel ya da yarı-niceliksel olarak ölçülmesine olanak sağlayan bir analiz tekniğidir. Benzer olarak, Çelakıl ve ark. [9] asidik ajanların dental porselenlerin iyon salınımı ve yüzey özellikleri üzerine etkinliğini araştırdıkları çalışmalarına Li, Y elementlerin iyon analizinde ICP- MS analiz tekniğini kullanmışlardır.

Dental seramiklerdeki olumlu gelişmelerin yanı sıra ağız ortamının mekanik, kimyasal ve biyolojik olarak karmaşık oluşu zaman içerisinde restorasyonlarda ve materyallerin yapısında değişikliklere neden olabilmektedir. Dental materyallerin ağız ortamında stabilitelerini kaybetmeleri bu değişikliklerden biridir. Dental seramiklerin stabilitesi, uygulanan yük ve camla reaksiyona giren tükürükteki suyun neden olduğu kritik altı çatlak ilerlemesi ve gerilim korozyonu ile yakından ilişkilidir. Dental seramiklerin katastrofik başarısızlığı, kırılma yapılarından veya başka bir ifade ile yüksek gerilimlerde plastik deformasyon göstermemesinden kaynaklanır. Kırılma ek olarak, seramiklerde önceden var olan defektler, dışarıdan aldıkları yüke maruz kaldıklarında iyonik kovalent bağlarının suya karşı reaktifliği nedeni ile zamanla kademeli olarak büyüyebilir. Subkritik çatlak büyümesi olarak bilinen bu olay, malzemenin kırılma mukavemetinden daha düşük streslerde meydana gelir ve seramik restorasyonlarının dayanıklılıklarını önemli ölçüde azaltabilir [163]. Dental seramikler, kritik altı çatlak büyümesine duyarlıdır ve bu fenomen için ağız ortamı (nem, sıcaklık, pH değişiklikleri, kuvvet gibi faktörler nedeni ile) uygundur [164].

Bunlara ek olarak, kristal ve cam fazın, su ve diğer kimyasal maddelere karşı davranışı da, seramiğin kimyasal kararlılığını belirlemektedir. Na ve K oksit cam kararlılığını düşüren oksitlerdir, yüksek oranda bileşikte yer alması istenmez. Çünkü, bu elementler +1 değerliklidir ve kolayca bir elektronlarını kaybederek reaksiyona girerler. Benzer olarak çalışmamızda değerlendirdiğimiz seramik örneklerinde 60 saat solüsyonlarda bekletildikten sonra en fazla Na^{+1} , K^{+1} iyon salınımı gözlenmiştir. Kukiatrakoon ve ark.

[165] yaptıkları çalışmalarında, asidik ajanlardaki florapatit-lösit seramiklerin, nötr sulu bir ortamda bile Na, K, Ca, Al ve P elementlerinin ağırlık yüzdelerinin azaldığını saptamışlardır. K ve Na gibi daha kolay salınan elementlerin sızmasını takiben, cam matriks içinde gözenekler veya kanalların oluşması ile daha sonra su moleküllerinin artan difüzyonuna ve ardından Si-O-Si bağlarının kırılmasına yol açtığı düşünülmüştür. Bununla birlikte, MgO, CaO gibi toprak alkali oksitler ile Al_2O_3 ve ZnO camın ve cam seramiğin kimyasal kararlılıklarını arttırmaktadırlar [166]. Milleding ve ark. [167] K_2O içeriği yüksek camların, Na_2O katılan camlardan kimyasal olarak daha az dayanıklı olduğunu, zirkonya ve alümina varlığının camların kimyasal dayanıklılığını arttırdığını belirtmişlerdir. Yaptıkları çalışmalarında, %4 lük asetik asit içinde 37 dereceden 80 dereceye kadar sıcaklık değişimi oluşturmuşlar, sonuç olarak, seramiklerin kimyasal yapısında Mg^{+2} , Ca^{+2} , Zn^{+2} , Ba^{+2} gibi iyonların, Al^{+3} gibi üç değerli iyonların ve hareketsiz Zr iyonunun varlığının kimyasal stabiliteyi arttırdığını ve iyon değişimini azalttığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda farklı olarak Al^{+3} iyon salınımı; Na^{+1} ve K^{+1} iyonundan az iken, Li^{+1} iyonundan fazla bulunmuştur.

Alkali silikat camlar ve camsı matriks içeren seramik materyallerinin solüsyon korozyonundan esas olarak 2 mekanizma sorumludur. Birincisi selektif alkali iyon salınımı ikincisi ise camsı yapının çözünmesidir. PH'nın 9 ve daha düşük olduğu durumlarda selektif alkali iyon salınımı baskın mekanizmadır [168]. Bu mekanizmalar, hidrojen veya hidronyum iyonlarının sulu bir çözeltiden seramiğe difüzyonu ve elektriksel nötrlüğü korumak için seramikten alkali iyonlarının sulu çözeltiye geçişi ile açıklanır [169]. Suyun difüzyonu, Si-O-Si bağında parçalanmaya yol açar ve iyon değişimi reaksiyonu gerçekleşir. Dental seramiklerde bozunma süreci esas olarak silika cam ağı ve çevreleyen sulu ortam arasındaki reaksiyonlar tarafından kontrol edilir [170].

Ayrıca, Esquivel-Upshaw ve ark [170] seramik veneerlerin düşük ve yüksek pH'lı solüsyonlarla temas ettiğinde iyonik değişim mekanizması nedeniyle bozunmaya duyarlı olduğunu ancak, bozunmanın yalnızca uzun bir kullanım süresinden sonra klinik olarak anlamlı olacağını belirtmişlerdir. Öncelikle tek değerli katyonlar, ilk olarak Na^{+} ve K^{+} ve lityum içerikli seramiklerde ise Li^{+} iyonu salınır. Çalışmamızda da Na^{+1} ve K^{+1} iyonlarının salınımının diğer iyonlara oranla daha fazla olmuştur.

Ağız gargaralarının bileşenlerinin, restoratif materyallerin bozunmasını belirleyeceği varsayılmaktadır. Çalışmalar, alkollü veya düşük pH'lı gargaraların polimerik matriks etkisinden dolayı restoratif materyaller üzerinde zararlı etkilere neden olabileceğini, flour içeren solüsyonların Si-F bağı ile degradasyon sürecini hızlandırabileceğini bildirmişlerdir [171,172]. Çalışmamızda kullanılan Klorhexin pH değeri 5,8 olarak belirtilirken bazı çalışmalarda 5,1 olarak belirtilmiştir [173,174]. Borik asit içeren ağız gargarası pH'ı 4,8 ve yapay tükürüğün pH değeri 6,8 dir. Bu bilgiyi destekler nitelikte çalışmamızda, bu solüsyonların total iyon salınımı değerlendirildiğinde, borik asit içerikli solüsyon en yüksek değerleri vermektedir. Moleküllerin çözünmesinde pH faktörü ile ilişkili farklı bir kavram da dikkatimizi çekmektedir. İzoelektrik nokta, moleküllerin belli bir pH değerinde çözünürlüğünü etkileyen bir değerdir. Moleküller, izoelektrik noktalarına denk pH değerine sahip su ve tuz solüsyonlarında en düşük çözünmeyi gösterirler. Diş hekimliği seramikleri için belli bir izoelektrik nokta yoktur. Bunun sebebi, seramiğin çeşitli metal oksit ve bazal silikadan meydana gelmiş komplike bir sistem olmasıdır. Fakat, silikanın cam seramiklerin yapısındaki baskın molekül olmasından dolayı, silikanın izoelektrik noktası yaklaşık olarak cam seramikler için uygun bir değer olarak bildirilmiştir. SiO₂ için bu değer 1,7- 3,5 aralığıdır. Yani bu pH'a sahip ortamlarda en düşük çözünürlüğü göstermektedir [175]. Çözünürlüğe etki eden pek çok faktör vardır: Çözünen maddenin türü, çözücünün türü, sıcaklık, basınç ve ortak iyonlar gibi. Bu yüzden, multifaktöriyel etkenler degradasyon mekanizmasını yorumlamayı zorlaştırabilmektedir.

Švančárková ve ark [176]. IPS e.max® CAD/CAM seramiklerinin hem asidik hem de alkali ortamlarda ve oral kavitede korozyon direncini, çözeltilerde test malzemelerinden sızan elementlerin kantitatif analizi ile değerlendirmişlerdir. Asidik ortamların, test edilen dental materyallerin aşınma direncini olumsuz etkilediğini, cam fazı bozduğunu, alkali çözeltide ise, korozyondan sonra yüzey gözenekliliğinde çok daha belirgin bir artış gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Korozyon çözeltilisinin kimyasal analiz sonuçlarının gösterdiği gibi, gözenekler, Si–O bağları üzerinde bir OH-saldırısıyla cam ağının çözünmesinin bir sonucu olarak oluşmuştur. Her iki çözeltide de, Li⁺ iyonu en çok salınan element olarak belirlenmiştir. Bizim çalışmamızda da lityum disilikat seramik örneklerinden salınan Li⁺ iyonu, diğer [seramik örneklerinden salınan lityum iyonundan](#) daha yüksek [değerlerde](#) bulunmuştur.

Mukavemet bozulması için kritik bir faktör olan su molekülleri ile, Si-O bağı kimyasal olarak reaksiyona girmeye duyarlıdır [177]. Bu da cam yapısının ayrışmasına ve cam içeren sistemlerde, artan çatlak yayılmasına neden olur [178]. Seramiklerin kristal fazı, çatlak ilerlemesine karşı koyabilen veya engelleyebilen bir çekirdek gibi davranır.

Stabilize zirkonya metastabil tetragonal faz içermektedir. Bu metastabil faz, oda sıcaklığında zirkonyumu kütle halinde kullanabilmeyi mümkün kılar. Ayrıca, metastabil tetragonal faz, mekanik strese maruz kaldığında monoklinik faza dönüştüğünden çatlak yayılımına karşı dirençlidir. Aynı zamanda metastabil tetragonal faz, mekanik stres olmadan nemli atmosferde materyalin yüzeyinden başlayarak kütlenin içerisine doğru monoklinik faza dönüşür. Bu da mikroçatlaklara neden olur ve materyalin dayanımını düşürür [179]. Su varlığında düşük ısı bozunmasını açıklayan 2 sistem mevcuttur. Malzemenin yüzeyinde zirkonyum hidroksitlerinin oluşması ve su ile itriyum arasındaki reaksiyondan, İtriyum hidroksitlerinin oluşarak yapıdaki stabilizatör miktarının azalmasıdır. Her iki durumda da zirkonya malzemelerinin mekanik özellikleri zayıflayacaktır [175]. Ancak yaptığımız çalışmada, zirkonya seramik örneklerinin solüsyonlardaki iyon salınım değerleri diğer iki seramik grubu örneklerinden daha fazla bulunmuştur.

Yüzey pürüzlülüğü, dental restorasyonları biyomekanik ve estetik açıdan etkileyerek yaşlanmaya karşı duyarlılığını artıracak nedenlerdendir [180]. Literatürler incelendiğinde, ağız gargaraları ve dental seramikler ile ilgili araştırmaların daha çok renklenme üzerine olduğu, yüzey pürüzlülüğü ile ilgili araştırmalarda ise borik asitli gargaranın hiç kullanılmadığı görülmektedir [181, 182, 183].

Dental seramiklerin kimyasal stabiliteleri, porselenlerin kompozisyonları, mikroyapıları ve kimyasal karakterleri, ayrıca maruz kaldığı çevresel faktörlerden etkilenmektedir. Ağız gargaraları ve yüzey pürüzlülüğü ile ilgili çalışmalarda, solüsyonların pH değerleri, alkol oranları, beyazlatıcı ajanların etkisi, seramiklerin kompozisyon yapılarının farkı, cam içerikleri, polimer yapıları, partikül boyutlarının sonuçlar üzerinde etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Dental restorasyonlar için kullanılan bir materyalin, yüzey pürüzlülüğü önemlidir. Retansiyon, boyanma dayanıklılığı, plak birikimi, ağız dokularının sağlığını direkt veya indirekt olarak etkiler [184]. Yüzeyi pürüzlü alanlar, pürüzsüz yüzeylere göre daha mat görüntüye sahiptirler [185].

Yüzey pürüzlülüğü, materyal yüzeyinin 2 boyutlu parametresidir. Profilometre adı verilen özel bir cihazla ölçülebilir. Bu cihaz, yüzey kalitesi ile ilgili değerleri rakamsal olarak verir. Bu değerlerden Ra, belirli bir ölçüm mesafesinde, tüm yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinliklerinin) mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasını; Rmax, belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi; Rz ise, bir mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını ifade etmektedir. Yüzey pürüzlülüğü, çoğunlukla aritmetik ortalama pürüzlülük (Ra) olarak ifade edilir. Profilometre cihazı ile, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerinin (Ra) rakamsal olarak ölçülmesi, kullanımının kolay olması, istatistiksel analize imkân vermesi, tekrarlanan ölçümlerde güvenilir, objektif ve literatürde sık kullanılan bir yöntem olması nedenleri ile çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için profilometre cihazı kullanılmıştır [149].

Seramik örnekleri, başlangıçta ve 60 saat 37°C de etüvde bekletildikten sonra her örneğin merkezinden olacak şekilde 3 ölçüm yapıldı. Bu ölçümlerin aritmetik ortalaması alındı, her örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra) kaydedildi ve profilometre cihazı her beş örneğin ölçümünden sonra kalibre edildi.

Çalışmamızda kullanılan lityum disilikat, monolitik zirkonya CAD ve hibrid seramik bloklardan üretilmiş örneklerin, Klorhex, Borik asit içerikli gargara ve yapay tükürük içinde 60 saat bekletildikten sonra yapılan ölçümlerde pürüzlülük değerlerinin arttığı görülmüştür. Benzer olarak, Lee ve ark. [162] HT resin nano seramik, polimer infiltre seramik, feldspatik seramik; lityum disilikat cam seramik ve HT zirkonya CAD-CAM materyallerini konvansiyonel ağız gargarası (Listerine), beyazlatıcı etkili ağız gargarası (Listerine Healthy White), klorhexidin glukonat ve distile su içinde 180 saat bekleterek yaptıkları çalışmalarında da tüm örneklerin optik ve yüzey özelliklerinde değişiklik olduğunu, polimer infiltre seramik , feldspatik seramik ve lityum disilikat cam seramiğin yüzey pürüzlülük değerlerinin beyazlatıcı etkili gargaradan daha fazla etkilendiğini gözlemlemişlerdir. Benzer olarak, Zakir ve ark. [186] Klorhexidin, Coca-Cola, gastrik asit ve distile su ile yaptıkları çalışmada distile su dışındaki diğer deney gruplarında Noritake ve IPS e-max ceram'da yapılan ölçümlerde pürüzlülük değerlerinin arttığını bildirmişlerdir. Silva ve ark. [187] yaptıkları çalışmalarında, pürüzlü yüzeylere sahip dental materyallerin karşıt doğal dişlere zarar verdiklerini tespit etmişlerdir. Ccahuana ve ark. [188] farklı sürelerde asitli fosfat florüre maruz bırakılan seramiklerin yüzey pürüzlülüklerinin, kontrol grubuna göre arttığını göstermişlerdir.

Trauth ve ark.[189] yaptıkları çalışmalarında, yapay tükürük ve alkolsüz gargara solüsyonuna (Oral B) maruz bırakılmış nano-fill kompozit örneklerinde, istatistiksel olarak benzer yüzey pürüzlülük değerleri bulmuşlardır. Mohammed ve ark. [190] farklı pH (3-10) değerlerine sahip yapay tükürük içinde beklettikleri metal seramik ve zirkonya seramik gruplarında değişen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerini kaydetmişler ve hem metal seramik hem de zirkonya seramik grubunda en yüksek yüzey pürüzlülüğünü asidik grupta, ardından alkalın grupta, ardından nötral pH'a sahip grupta bulmuşlardır. Çalışmamızda, Klorhex ve Borik asit içeren gargara içerisinde bekletilen seramik örnekler ile Klorhex ve yapay tükürük içerisinde bekletilen seramik örneklerinin pürüzlülük miktarları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Fakat Borik asit ve yapay tükürük arasında anlamlı bir fark kaydedilmiştir. Solüsyonlar içinde en az yüzey değişimin, yapay tükürükte olduğu bulunmuştur. Yapay tükürük ile ilgili yapılan çalışmalarda kullanılan solüsyonlar farklı içeriklere ve farklı pH değerlerine sahip olduğu için sonuçlar değişken olabilmektedir.

Özer ve ark. [191] üç farklı biyoseramik IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Lava Ultimate CAD ve üç farklı ağız gargarası (Listerine, Tantum Verde, Klorhex) ile yaptıkları çalışmalarında 120 saat solüsyon içinde beklettikleri örneklerinde yüzey bozunmalarını incelemişlerdir. X- ışını difraksiyon spektroskopisi (XRD) ile yapılan analizde pik yoğunluklarında daha yüksek miktarda fark gözlemlendiğini, bunun da Ra değerlerini arttırdığını belirtmişlerdir ve bu durumu Listerine ve Tantum Verde'nin Klorhex'ten daha fazla organik içeriğe sahip olmasına bağlamışlardır.

Etil alkol hem polar hem de apolar özellik gösteren organik bir moleküldür. Dolayısıyla hem polar hem de apolar maddeleri iyi çözebilir. Soygün ve ark. [149] hacimce %95 etanol içeren Tantum Verde solüsyonunun rezin nano seramik örneklerinin renk ve yüzey pürüzlülüğünü, Listerin ve %0,2 klorheksidin glukonata göre daha fazla etkilediğini bildirmişlerdir. Ancak Lee ve ark. [162] nın çalışmasında rezin nano seramik, polimer infiltre seramik, feldspatik ve lityum disilikat cam seramik grupları, beyazlatıcı gargara ile çalkalandığında her restoratif materyal grubu için en yüksek Ra değerlerini göstermiş, bununla birlikte, rezin nano seramik ve HT zirkonya gruplarında önemli bir fark gözlenmemiştir. Beyazlatıcı etkili gargaranın alkol içeriğinin (%14,58 etanol), geleneksel gargaradan (%21,6) daha düşük olduğuna bakılırsa bu durum bize, degradasyon sürecinin ne kadar kompleks bir yapıya sahip olduğunu, alkol içeriği, pH değeri gibi faktörlerin tek başına etkili olmadığını gösterebilir. Çalışmamızda kullandığımız solüsyonların hiçbir

alkol içermemektedir. Degredasyon ve pürüzlülük olgularının mekanizmalarını düşündüğümüzde her çalışmanın ayrı değerlendirilmesi gerektiği sonucuna varabiliriz. Çünkü, solüsyonların kimyasal özellikleri, materyallerin kompozisyonu, deney metodlarının farklılığı, sonuçları farklı olarak etkileyecektir. Çalışmamızda Klorhex gargara içerisinde en fazla Li-disilikat, en az hibrit seramik örneklerinde pürüzlülük değerleri artmıştır. Borik asit içeren gargara ve yapay tükürük içerisinde 60 saat bekletilen seramiklerden Li-disilikat en fazla pürüzlülük değeri gösterirken, monolitik zirkonya ve hibrit seramik arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Mushashe ve ark. [192] hibrit seramik ve 2 farklı rezin siman üzerinde yaptıkları çalışmalarında distile su ve stimüle edilmiş tükürük kullanmışlardır. Hibrit seramik, diğer 2 simandan daha az pürüzlülük değerleri göstermiştir. Bazı araştırmacılar da, polimer matriksin seramik network ten kolay ayrılacağını ve buna bağlı olarak pürüzlenmenin artacağı görüşünü belirtmişlerdir [193]. Çalışmamızda hibrit seramik örneklerindeki pürüzlülük değerleri, yapay tükürük ve Klorhex içinde en düşük değeri gösterirken, borik asit içinde zirkonya ile aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Resin içerikli materyallerde doldurucu miktarının azalması sonucunda, su emme miktarı artar ve materyalde hidrolitik bozunma yaratır. Hidrolitik bozunma ile malzemenin yapısından ayrılan maddeler, fiziksel ve optik özelliklerin değişmesine ve renk değişimine neden olabilir. Vita Enamik, seramik ağ materyaline hidroforik üreten dimetakrilat (UDMA) ve hidrofilik trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) karışımı infiltre edilerek üretilmişlerdir [194]. Bu durumda, materyal içerisinde UDMA/TEGDMA oranının da su emilimi, degradasyon ve pürüzlülük döngüsünü etkileyebileceği düşünülebilir.

Kenawy ve ark. [195] yaptıkları çalışmalarında, yarı stabilize zirkonya, tam stabilize zirkonya, lityum disilikat seramik (IPS. Emax), Zirkonya-içeren lityum silikat seramik ve Hibrit seramik örneklerini simule edilmiş gastrik asit içinde 96 saat bekletmişlerdir. Hibrit seramik ve Li-disilikat örneklerinde yüzey pürüzlülük değerlerinin arttığını, kısmi ve tam stabilize zirkonya örneklerinin daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda lityum disilikat örnekleri, hibrit ve zirkonya örneklerine kıyasla daha fazla yüzey pürüzlülük değerleri göstermiştir.

Kukiattrakoon ve ark. [169] dental seramiklerin düşük pH'lı çözeltilere maruz kaldığında mikrosertliklerinin düştüğünü bildirmişlerdir. Bunun yanında, çalışmadaki pürüzlülük

değerlerinin sonuçları, değerlendirilen seramiklerin hiçbirinin kimyasal olarak inert olmadığını göstermiştir. Yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir fark olmamasına rağmen, SEM fotomikrograflarında nötr sulu ortam olan deiyonize suda bile düşük düzeyde pürüzlülük meydana geldiği belirtilmiştir. Çalışmamızda da tüm örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin arttığı tespit edilmiştir.

Klorhexin pH değeri 5,8 olarak belirtilirken bazı çalışmalarda 5,1 olarak belirtilmiştir [173,174]. Borik asit içeren ağız gargarası ise PH 4,8 değerindedir. Çıkan sonuçlarla uyumlu olarak çalışmamızda, bu 2 gargarada oluşan pürüzlülük değerleri yakın, anlamlı bir fark olmamasına rağmen sıra ortalama değerlerine bakıldığında borik asitli gargarada daha fazla yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür.

Karaokutan ve ark. [196] Vita VM7, IPSe.~~max~~ [Zircad](#)~~max~~[Zircad](#), VitaIn-Ceram YZ, IPSe.maxPress, IPS e.max CAD, EsteniaveTescera örneklerini asetik asit, distile su ve karbamid peroksit solüsyonu içinde bekletmişler ve iyon salınımlarını değerlendirmişlerdir. En fazla iyon salınımı Tescera ATL grubunda en az ise e.max Zir CAD örneklerinde görülmüştür. Ayrıca bu çalışmada, en az iyon salınımı izlenen zirkonya grubu materyallerde daha az yüzey pürüzlülüğü tespit edilmiştir. Karakaya ve ark. [197] çalışmalarında en az pürüzlülüğün zirkonyum içeren materyallerde olduğunu bildirmişlerdir. Benzer olarak çalışmamızda da, zirkonya örneklerinde, [lityum](#)~~Lityum~~ disilikat silikat örneklerine göre daha az pürüzlülük ~~fakat~~[Fakat](#) daha fazla iyon salınımı tespit edilmiştir.

Farhadi ve ark. [198] Vita Mark 2 ve IPS e.max-cad örnekleri ile yaptıkları çalışmalarında, her iki tip CAD seramiğinin asidik çözeltilere daldırılmasının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını bildirmişlerdir. Cam parçacıklarının çözünmesi, seramiklerde yüzey kusurlarının oluşmasına neden olur. Silikon iyonlarının, potasyum ve sodyum gibi diğer iyonların salınması da cam matraste gözeneklere neden olabilir. Bu da pürüzlülük ile sonuçlanabilir. Çalışmamızda da benzer olarak, en fazla iyon salınımı görülen borik asit solüsyonu, paralel olarak ta en fazla yüzey pürüzlülüğüne sebep olmuştur.

Jakovac ve ark. [7] feldspatik, alümina ve cam seramik örneklerini 16 saat asetik asit içerisinde beklettikten sonra ISO 6872 standartlarına göre sodyum, potasyum, magnezyum,

silikon ve alüminyum iyonlarının potansiyel toksisite ölçümlerini yapmışlar ve iyonların en yüksek salınımı, feldspatik seramik numuneler için, en düşük ise cam seramik numuneler için gösterilmiştir. Çalışmamızda, total iyon salınım değerlerine baktığımızda lityum disilikat [grubu örneklerin düşük](#), zirkonya ve hibrit seramik [grubu örneklerine göre daha düşük en yüksek](#) iyon salınım değerleri göstermiştir. Analiz edilen numunelerden iyonların salınması, üreticiler tarafından beyan edilen bileşimlerine uyumlu olmadığı ve ölçülen iyon salınımının toksik seviyede olmadığı belirtilmiştir. Benzer olarak, çalışmamızda kullandığımız hibrit seramik materyalinin içeriğine baktığımızda Li elementi belirtilmemekte fakat iyon analizi sonuçlarında, solüsyonlarda bu elemente rastlanmıştır. Salınan iyon miktarları değerlendirildiğinde toksisite açısından istatistiksel olarak anlamlı değildir. Aşağıda belirtilen toksisite ile ilgili riskler dental seramiklerin degradasyonu sonucu beklenen sonuçlar değildir.

Alüminyum gastrointestinal sistemden ve akciğerlerden absorbe edilir, böbrekler üzerinden atılımı sağlanır [199]. Günlük terapötik doz 50-1000 mg/gün olarak bildirilmiştir [200]. Alüminyum, sinir sistemi ve diğer doku hücrelerinin içinde bir takım süreçlere engel olabilen nörotoksik bir ajandır [201]. Alüminyumun fazlalığı bazı enzimlerin aktivitesini engelleyebilir, zihinsel gelişimi ve kemik mineralleştirilmesini olumsuz yönde etkileyebilir [202]. Alüminyumun, kalsiyum metabolizmasını etkilediği, özellikle kalsiyumun renal atılımını arttırarak, kalsiyumun kemikten uzaklaştığı ve yerine alüminyumun biriktiği ve bu durumun paratiroid hormon sekresyonunu inhibe ettiği gösterilmiştir [203].

Lityum elementi, bipolar bozukluk gösteren hastalarda manik depresif durumları önleme ya da azaltma amacıyla kullanılmaktadır [204]. Terapotik aralığının (0.6-1.2 mEq/L) dar olmasından ötürü, lityum kullanımında zehirlenme olasılığı anlamlı düzeydedir ve bu olası zehirlenme gastrointestinal, kardiyovasküler, renal, endokrin ve çoğunlukla da nörolojik belirtilere neden olabilir [205].

Çalışmamızda elde edilen bulgular hipotezimizi kısmen desteklemiştir. Sulu ortamların seramiklerde iyon salınımına sebep olacağı ve yüzey özelliklerinin değişeceği, bulgularımızla desteklenmiştir. Fakat Klorhex ve borik asit içerikli gargaranın iyon analizi sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Aynı zamanda bu iki gargaranın içerisinde bekletilen seramiklerin, bir önceki sonuçla paralel olarak yüzey

pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Çalışmamızın araştırma konularından olan iyon toksisitesi, toksik seviyelerde tespit edilmemiş, sağlık açısından risk oluşturmadığı belirlenmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Cad-Cam tekniği ile üretilen üç farklı seramik grubu örneklerinin, üç farklı solüsyon içinde bekletildikten sonra iyon salınımı ve yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmada elde edilen sonuçlar şunlardır:

- Tüm dental seramikler sulu ortamlarda degradasyona uğramıştır.
- Yüzey pürüzlülük değerleri artmıştır.
- Klorhex ve borik asitin degradasyon ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Klorhex ve borik asitli solüsyonda; LD grubunda (Li) en yüksek salınımı göstermiş, diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Klorhex içinde bekletilen gruplar arasında Z grubu, (Na) en yüksek salınımı göstermiştir ve diğer gruplarla aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.
- Borik asitli solüsyonda HS grubu, (Na) en yüksek salınım değerleri göstermiştir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir.
- Klorhex, borik asitli solüsyon ve yapay tükürük içerisinde bekletilen gruplar arasında (Al) iyon salınımı açısından, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir.
- İyon salınımı, total iyonlaşma verileri değerlendirildiğinde, Z grubu en yüksek değerleri verirken, LD grubu en düşük değerleri göstermiştir.
- Li element salınımı; LD grubunda,
- Al, K, Na element salınımı, Z grubunda en yüksek değerleri göstermiştir.
- Üç solüsyon içinde en yüksek pürüzlülük değerleri, LD grubunda saptanmış ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.
- İyon salınımı ve seramiklerin yüzey pürüzlülük değeri arasında paralellik saptanmamıştır.
- Seramiklerin degradasyon süreci ile gelişen iyon salınımları toksik seviyede bulunmamıştır.

Çözünme ve pürüzlülük değerleri hem sulu ortamların pH, alkol içeriği ve maruz kalma sürelerinden hem de materyallerin kimyasal içeriklerinden, organik yapılarından etkilenmektedir. Asitli yiyecek ve içeceklerin etkisi, tükürüğün tamponlayıcı sistemlerinin etkisi ile azalacaktır. Ağız boşluğundaki suyun varlığı, ısı değişimi ve pH seviyesi de

restorasyonların özelliklerini önemli ölçüde etkileyebilir. Fakat in vitro çalışmalarda, bu özellikler ile birlikte gerçek ağız içi ortam oluşturulamamıştır.

Tükürük, plazma veya diğer organik sıvılarla temas halinde olan biyomateraller, organik film ile kaplanır ve bunların bileşimi, biyolojik reaksiyonları ve yüzey korozyon süreçlerini etkileyebilir. Aynı zamanda kuvvet altında materyallerin tepkileri farklı olabileceği için, sıvı ortamların dental porselenler üzerindeki etkisini in-vivo olarak değerlendirebilecek çalışmaların yapılmasına ihtiyaç bulunmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Bohner, L. O. L., de Godoi, A. P. T., Ahmed, A. S., Neto, P. T. and Catirse, A. B. C. E. B. (2016). Surface roughness of restorative materials after immersion in mouth washes. *European Journal of General Dentistry*, 5(03), 111-114.
2. Rocha, A. C. D. C., Lima, C. S. A. D., Santos, M. D. C. M. D. S. and Montes, M. A. J. R. (2010). Evaluation of surface roughness of a nanofill resin composite after simulated brushing and immersion in mouthrinses, alcohol and water. *Materials Research*, 13, 77-80.
3. Voltarelli, F. R., Santos-Daroz, C. B. D., AlHSs, M. C., Cavalcanti, A. N. and Marchi, G. M. (2010). Effect of chemical degradation followed by tooth brushing on the surface roughness of restorative composites. *Journal of Applied Oral Science*, 18(6), 585-590.
4. Tabatabaei, S. H. and Sabaghi, A. (2013). The effect of three mouthwashes on microleakage of a composite resin-An in vitro study. *Journal of American Science*, 9, 13-19.
5. Diab, M., Zaazou, M. H., Mubarak, E. H. and Olaa, M. I. (2007). Effect of five commercialmouthrinses on the microhardness and color stability of two resin composite restorative materials. *Australian Journal of Basic and Applied Science*, 1(4), 667-74.
6. Padovani, G., et al. (2014). Insitu surface biodegradation of restorative materials. *Operative Dentistry*, 39(4), 349-360.
7. Jakovac, M., Živko-Babić, J., Ćurković, L. and Aurer, A. (2006). Measurement of ion elution from dental ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 26(9), 1695-1700.
8. Anusavice, K. J. (1992). Degradability of dental ceramics. *Advances in dental research*, 6(1), 82-89.
9. Çelakıl, T. ve Evlioğlu, G. (2020). Asidik maddelerin farklı dental porselenlerin yüzey özellikleri ve iyon çözünürlüğü üzerindeki etkinliğinin değerlendirilmesi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 41(2), 99-111.
10. De Jager, N., Feilzer, A. and Davidson, C. (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials*, 16(6), 381-8.
11. Rashid, H. (2014). The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. *European journal of dentistry*, 8(04), 571-579.
12. Mecholsky Jr, J. J., Freiman, S. W. and Rice, R. W. (1977). Effect of grinding on flaw geometry and fracture of glass. *Journal of the American Ceramic Society*, 60(3-4), 114-117.

13. Hengtrakool, C., Pearson, G. J. and Wilson, M. (2006). Interaction between GIC and S. Sanguis biofilms: antibacterial properties and changes of surface hardness. *Journal of Dentistry*, 34(8), 588-597.
14. Sağlam, M., Arslan, U., Buket Bozkurt, Ş. and Hakki, S. S. (2013). Boric acid irrigation as an adjunct to mechanical periodontal therapy in patients with chronic periodontitis: a randomized clinical trial. *Journal of Periodontology*, 84(9), 1297-1308.
15. Hadrup, N., Frederiksen, M. and Sharma, A. K. (2021). Toxicity of boric acid, borax and other boron containing compounds: A review. *Regulatory Toxicology and Pharmacology*, 121, 104873.
16. Young, J. M. and Altschuler, B. R. (1977). Laserholography in dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 38(2), 216-225.
17. Tinscherta, J., Nattb, G., Hassenpflugb, S. and Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin. *International Journal of Computer Dental*, 7, 25-45.
18. Liu, P. R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26(7), 507-513.
19. Karaalioğlu, A. G. D. O. F. ve Duymuş, Z. Y. (2008). Diş Hekimliğinde Uygulanan Cad/Cam Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(1), 25-32.
20. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
21. Ural, Ç. (2011). Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve CAD-CAM uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 86(1), 27-38.
22. Strub, J. R., Rekow, E. D. and Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current system sand future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
23. Chen, H. Y., Hickel, R., Setcos, J. C. and Kunzelmann, K. H. (1999). Effects of surface finishand fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(4), 468-475.
24. Mörmann, W. H., Brandestini, M., and Lutz, F. (1987). The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. *DieQuintessenz*, 38(3), 457-470.
25. Otto, T. and De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 122-127.

26. Mehl, A. and Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2(1), 9-35.
27. Mörmann, W. H. and Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics*, 46(2), 405-426.
28. İnternet: Sirona. (2014). www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/cerec-chairside-solutions/?tab=241. Adresinden 25.07.2021 tarihinde alınmıştır.
29. Çetindağ, M. T. ve Ayşef, M. E. Ş. E. (2016). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri HS materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524-533.
30. Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H. C. and Kuretzky, T. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE lava™ all-ceramic system. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 14(1), 39-45.
31. Andersson, M., Razzoog, M. E., Odén, A., Hegenbarth, E. A. and Lang, B. R. (1998). Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence international*, 29(5), 285-296.
32. Boening, K. W., Wolf, B. H., Schmidt, A. E., Kästner, K. and Walter, M. H. (2000). Clinical fit of procera all ceramcrowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(4), 419-424.
33. Brunton, P. A Smith, P., McCord, J. F. and Wilson, N. H. F. (1999). Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem. *British Dental Journal*, 186(9), 430-434.
34. May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E. and Lang, B. R. (1998). Precision of fit: the Procera All Ceram crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(4), 394-404.
35. Rinke, S. and Hüls, A. (1996). Copy-milled aluminous core ceramic crowns: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(4), 343-346.
36. Eidenbenz, S., Lehner, C. R. and Schärer, P. (1994). Copy milling ceramic inlays from resin analogs: A practicable approach with the CELAY system. *International Journal of Prosthodontics*, 7(2) 134-142.
37. Von Schroeter, P., Jürgensen, B. and Zöllner, M. (2004). Cercon move-A Navigation Aid forDental CAD Applications Cercontome-eine Oräntierungs hâlfe für dentale CAD-anwendungen. *International journal of computerized dentistry*, 7(4), 371-377.
38. Denissen, H., Dozić, A., van der Zel, J. and VanWaas, M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(5), 506-513.

39. Van Der Zel, J. M., Vlaar, S., de Ruiter, W. J. and Davidson, C. (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(3), 261-267.
40. Şen, N. ve Tuncelli, B. (2017). CAD/CAM restorasyonlarının üretimi için kullanılan materyaller. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 23(2), 109-115.
41. Fasbinder, D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 33(1), 50-52.
42. Pjetursson, B. E., Sailer, I., Zwahlen, M. and Hämmerle, C. H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 18, 73-85.
43. Conrad, H. J., Seong, W. J. and Pesun, I. J. (2007). Current ceramic material and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389-404.
44. Yenice, N. ve Büyükdere, A. K. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. *Dental And Medical Journal-Review*, 2(1), 1-15.
45. Zimmer, S., Göhlich, O., Rüttermann, S., Lang, H., Raab, W. H. and Barthel, C. R. (2008). Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Operative dentistry*, 33(5), 484-487.
46. Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 702-4.
47. Ülkü, O. R. D. U. ve Cengiz, S. Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Güncel Materyalleri. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, (1), 9-12.
48. Kelly, J. R., Nishimura, I. and Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(1), 18-32.
49. Giordano, R. A. (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 17(8), 779-82.
50. Naves, L. Z., Soares, C. J., Moraes, R. D., Gonçalves, L. S., Sinhoreti, M. A. C. and Corrêa-Sobrinho, L. (2010). Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Operative Dentistry*, 35(4), 420-427.
51. McLaren, E. and Giordano, R. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods.. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31, 682-684.
52. Galiatsatos, A. A. and Bergou, D. (2008). Six-year clinical evaluation of ceramic inlays and onlays. *Quintessence International*, 39(5), 407-412.

53. Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A. and Kappert, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices*, 5(6), 729-745.
54. Sartori, N., Tostado, G., Phark, J. and Lin R Duarte, S. (2015). CAD/CAM high strength glass-ceramics. *Quintessence of Dental Technology*, 38, 39-54.
55. Deniz, D. D., Aktaş, Ö. Ü. G. and Güncü, Ö. Ü. M. B. (2019). CAD/CAM yüksek dayanımlı cam seramikler CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe Journal of Dentistry*, 15(2), 224-230.
56. Ivoclar. (2009). *IPS e.max scientific documentation*. IvoclarVivadent, 4-43, www.ivoclar.com/en_us/products/digital-processes/ips-e.max-cad. Son Erişim Tarihi: 07.03.2022.
57. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14-21.
58. Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G. and Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure mode sand reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*, (5), 434-442.
59. Asai, T., Kazama, R., Fukushima, M. and Okiji, T. (2010). Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental Materials Journal*, 29(6), 661-667.
60. Guess, P. C., Selz, C. F., Voulgarakis, A., Stampf, S. and Stappert, C. F. (2014). Prospective clinical study of press-ceramic overlap and full veneer restorations: 7-year results. *International Journal of Prosthodontics*, 27(4), 355-8
61. Seydler, B. and Schmitter, M. (2015). Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-Year results. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(2), 212-216.
62. Elsaka, S. E., and Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithiumsilicate glass-ceramic. *Dental materials*, 32(7), 908-914.
63. Carvalho Ramos, N., Campos, T. M. B., de La Paz, I. S., Machado, J. P. B., Bottino, M. A., Cesar, P. F. and De Melo, R. M. (2016). Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental Materials*, 32(7), 870-878.
64. Denry, I. and Kelly, J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*, 93(12), 1235-1242.
65. Zimmermann, M., Mehl, A. and Reich, S. (2013). New CAD/CAM Materials and Blocks for Chairside Procedures. Neue CAD/CAM-Werkstoffe und Blöcke für das Chairside-Verfahren. *International Journal of Computerized Dentistry*, 16, 173-181.
66. Schwindling, F. S., Rues, S. and Schmitter, M. (2017). Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(3), 344-349.

67. Apholt, W., Bindl, A., Lüthy, H. M. W. H. and Mörmann, W. H. (2001). Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dental materials*, 17(3), 260-267.
68. Bindl, A., and Mörmann, W. H. (2002). An upto 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 451-456.
69. Magne, P. and Belser, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-CeramAlumina and Spinell ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5), 459-66.
70. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. and Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-35.
71. Chong, K. H., Chai, J., Takahashi, Y. and Wozniak, W. (2002). Flexural strength of In-Ceram alümina and In-Ceram zirconia core materials. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 183-8
72. Kelly, J. R. and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution andcurrent practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84-96.
73. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., and Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dentalceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-456.
74. Zeng, K. Odén, A. and Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 9(5), 434-9.
75. Hummel, M. and Kern, M. (2004). Durability of the resin bond strength to the alümina ceramicProcera. *Dental Materials*, 20(5), 498-508.
76. Denry, I. and Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
77. Piconi, C. and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20 (1), 1-25.
78. Özkurt, Z., Iseri, U. and Kazazoglu, E. (2010). Zirconia ceramic post systems: a literatüre review and a case report. *Dental Materials Journal*, 1005080008-1005080008.
79. Uludamar, A., Aygün, Ş. and Özkan, Y. K. (2011). Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(2), 150-162.
80. Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L. and Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dentalclinics*, 55 (2), 333-352.

81. Tan, F. (2016). *Bilgisayar ile tasarlanarak üretilen translüsent monolitik zirkonya ve çift tabakalı zirkonya restorasyonların klinik başarılarının değerlendirilmesi.* (Uzmanlık Tezi), Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 13-105.
82. Philipp, A., Fischer, J. Hämmerle, C. H. F. and Sailer, I. (2010). Novel ceria-stabilized tetragonal zirconia/alumina nano composite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function. *Quintessence international*, 41(4), 313-319.
83. Atabek, D. Sililelioglu, H. and Ölmez, A. (2010). The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Operative dentistry*, 35(3), 362-369.
84. Poticny, D. J. and Klim, J. (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 5-9.
85. Ab-Ghani, Z., Jaafar, W., Foo, S. F., Ariffin, Z. and Mohamad, D. (2015). Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing feldspathic and nanoresin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 18(5), 355.
86. St. Paul United States. (2016). *Lava™ ultimate CAD/CAM restorative instructions for use, 3M ESPE dental products.* www.3m.com.
87. GC America. (2014). *Cerasmart Product Description.* (2014). 800.323.7063 www.Gcamerica.Com/Products/Digital/Cerasmart/, Son Erişim Tarihi: 17.04.2021.
88. Brochures. (2022). *Shofu Block and Disk H. C.* www.shofu.com/wp-content/uploads/Shofu-Hc-BlockDisk-Bro-Us-Pdf, Son Erişim Tarihi: 10.05.2021.
89. Della Bona, A., Corazza, P. H. and Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-569.
90. Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C. and Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(6), 382-393.
91. Venturini, A. B., Prochnow, C., Pereira, G. K., Segala, R. D., Kleverlaan, C. J. and Valandro, L. F. (2019). Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid-and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations. *Dental Materials*, 35(4), 534-542.
92. Coldea, A., Swain, M. V. and Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
93. Dirxen, C., Blunck, U. and Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dentistry Journal*, 7, 118.

94. Beuer, F., Schweiger, J. and Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAMgenerated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505-511.
95. Vita Zahnfabrik (2014). Vita-CAD-Temp-multiColor. *Product information*. VITA. www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-CAD-Temp-multiColor25330,27568,85241.htm. Son Erişim Tarihi: 23.07.2021.
96. Telio, C. S. (2009). *Telio CAD. Instructions for use*. Ivoclar Vivadent Technical, https://www.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/0299_ga_enu.pdf, Son Erişim Tarihi: 13.07.2021.
97. Aksoy A, *Ağız çalkalama solüsyonlarının Cad-Cam sistemlerinde kullanılan çeşitli geçici kron materyallerinin uzun dönem renk stabilitelerine olan etkisinin in vitro olarak incelenmesi*. *Uzmanlık Tezi*, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum,48-120.
98. Barnett, M. L. (2006). The rationale for the Daily use of an antimicrobial mouthrinse. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 16-21.
99. Haps, S. Slot, D. E, Berchier, C. E. and Van der Weijden, G. A. (2008). The effect of cetyl pyridinium chloride-containing mouthrinses as adjuncts to tooth brushing on plaque and parameters of gingival inflammation: a systematic review. *International Journal of Dental Hygiene*, 6(4), 290-303.
100. Söğüt, M. Ü. (2013). Jermisid ajanlardan katyonik deterjanlar. *Journal Of Experimental And Clinical Medicine*, 30(1), 75-79.
101. Aktas, A. ve Giray, B. (2010). Diş hekimliğinde klorheksidin: özellikleri ve güncel kullanım alanları/chlorhexidine rinse in dentistry: characteristics and actual usage. *Turkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 16(1), 51.
102. Moshrefi, A. (2002). Chlorhexidine. In *The Journal of the Western Society of Periodontology/Periodontal Abstracts*, 50(1), 5-9.
103. Budtz-Jørgensen, E. and LöE, H. (1972). Chlorhexidine as a denture disinfectant in the treatment of denture stomatitis. *EuropeanJournal of Oral Sciences*, 80(6), 457-464.
104. Hennessey, T. D. (1977). Antibacterial properties of Hibitane. *Journal of Clinical Periodontology*, 4(5), 36-48.
105. Grenier, D. (1996). Effect of chlorhexidine on the adherence properties of *Porphyromonas gingivalis*. *Journal of Clinical Periodontology*, 23(2), 140-142.
106. Van Strydonck, D. A. C. Timmerman, M. F., Van Der Velden, U. and Van Der Weijden, G. A. (2005). Plaque inhibition of two commercially available chlorhexidine mouthrinses. *Journal of Clinical Periodontology*, 32(3), 305-309.

107. Hull, P. S. (1980). Chemical inhibition of plaque. *Journal of Clinical Periodontology*, 7(6), 431-442.
108. Ingram, G. S. Horay, C. P. and Stead, W. J. (1992). Interaction of zinc with dental mineral. *Caries Research*, 26(4), 248-253.
109. Grenby, T. H. (1995). The use of sanguinarine in mouthwashes and toothpaste compared with some other antimicrobial agents. *British Dental Journal*, 178(7), 254-258.
110. Waler, S. M. (1980). Plaque inhibiting effect of combinations of chlorhexidine and the metal ions zinc and tin: a preliminary report. *Acta Odontol Scand*, 38(4), 213-7
111. Varol, E. and Varol, S. (2010). Çevresel bir hastalık olarak florozis ve insan sağlığı üzerine etkisi. *SDÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü, TAF Preventive Medicine Bulletin*, 9(3), 233-238.
112. Axelsson, P. (1993). Current role of pharmaceuticals in prevention of caries and periodontal disease. *International Dental Journal*, 43(5), 473-482.
113. Runti, C. and Baiocchi, L. (1985). The chemistry of benzydamine. *International Journal of Tissue Reactions*, 7(3), 175-186.
114. Doğan A. (2009). *Klorheksidin glukonat ve benzidamin hidroklorür karışımının farmasötik preparattan analizi için yüksek performanslı solüsyon kromatografik ve spektrofotometrik yöntemlerin geliştirilmesi*. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 6-145.
115. Deliboran, A. (2020). Neden Bor? Borun Çevre İle İnsan, Hayvan Ve Bitki Sağlığı Açısından Önemi. *Bahçe*, 49(2), 127-141.
116. Sür, A., Sür, Ö. and Yiğitbaşıoğlu, H. (2001). *Mineraller ve kayaçlar*. Ankara: Bilim Yayıncılık, 56-282.
117. Yiğitbaşıoğlu, H. (2014). Türkiye için önemli bir maden: Bor. *Coğrafi Bilimler Dergisi*, 2(2), 13-25.
118. Acarkan, N. (2009, 6-8 Mayıs). *Bor ürün çeşitleri ve kullanım alanları boron products and their uses*. Türkiye 21. Uluslararası Madencilik Kongresi, Antalya.
119. Nielsen, F. H. (2008). Is boron nutritionally relevant? *Nutrition Reviews*, 66(4), 183-191.
120. Benkovic, S. J. Baker, S. J. Alley, M. R. K., Woo, Y. H., Zhang, Y. K., Akama, T. and Shapiro, L. (2005). Identification of borinic esters as inhibitors of bacterial cell growth and bacterial methyl transferases, CcrMandMenH. *Journal of medicinal chemistry*, 48(23), 7468-7476.
121. Demirtaş, A. (2010). Bor'un insan beslenmesi ve sağlığı açısından önemi. *Atatürk Üniversitesi Ziraat Fakültesi Dergisi*, 41(1), 75-80.

122. Nielsen, F. H. (2000). The emergence of boron as nutritionally important throughout the life cycle. *Nutrition*, 16(7-8), 512-514.
123. Hunt, C. D. (2003). Dietary boron: An overview of the evidence for its role in immune function. *The Journal of Trace Elements in Experimental Medicine: The Official Publication of the International Society for Trace Element Research in Humans*, 16(4), 291-306.
124. Liu, Q., Liu, Z., Zhang, C., Xu, Y., Li, X. and Gao, H. (2021). Effects of 3% Boric Acid Solution on Cutaneous *Candida albicans* Infection and Microecological Flora Mice. *Frontiers in Microbiology*, 12, 709880.
125. Brittingham, A. and Wilson, W. A. (2014). The antimicrobial effect of boric acid on *Trichomonas vaginalis*. *Sexually transmitted diseases*, 41(12), 718-722.
126. Javad, G., TaheriSarvtin, M., Hedayati, M. T., Hajheydari, Z., Yazdani, J. and Shokohi, T. (2015). Evaluation of *Candida* colonization and specific humoral responses against *Candida albicans* in patients with atopic dermatitis. *BioMed Research International*, 3-5
127. Shirakata, Y., Oda, S., Kinoshita, A., Kikuchi, S., Tsuchioka, H. and Ishikawa, I. (2002). Histocompatible healing of periodontal defects after application of an injectable calcium phosphate bone cement. A preliminary study in dogs. *Journal of periodontology*, 73(9), 1043-1053.
128. Pan, H. B. Zhao, X. L. Zhang, X., Zhang, K. B., Li, L. C., Li, Z. Y. and Chang, J. (2010). Strontium borate glass: potential biomaterial for bone regeneration. *Journal of the Royal Society Interface*, 7(48), 1025-1031.
129. Gorustovich, A. A., López, J. M. P., Guglielmotti, M. B. and Cabrini, R. L. (2006). Biological performance of boron-modified bioactive glass particles implanted in rat tibia bone marrow. *Biomedica Imaterials*, 1(3), 100.
130. Sağlam, M. (2011). *Kronik periodontitis hastalarında cerrahisiz periodontal tedaviye ek olarak klorheksidin, borik asit ve diyod lazer kullanımının klinik ve biyokimyasal parametreler üzerine etkisi*. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya
131. Pytko-Polonczyk, J., Jakubik, A., Przeklasa-Bierowiec, A. and Muszynska, B. (2017). Artificial saliva and its use in biological experiments. *Journal Physiol Pharmacol*, 68(6), 807-813.
132. Oliveira-Junior, O. B., Buso, L., Fujiy, F. H., Lombardo, G. H., Campos, F., Sarmiento, H. R. and Souza, R. O. (2013). Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental ceramics made by different techniques. *Gen Dent*, 61(1), e4-8.

133. Hamza, T. A., Alameldin, A. A., Elkouedi, A. Y. and Wee, A. G. (2017). Effect of artificial accelerated aging on surface roughness and color stability of different ceramic restorations. *Stomatological Disease and Science*, 1, 8-13.
135. Flury, S., Lussi, A. and Zimmerli, B. (2010). Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic. *Restorations Operative Dentistry*, 35, 470-481.
136. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C. and Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-163.
137. Bhushan, B. (2000). Surface roughness analysis and measurement techniques. In *Modern tribology handbook, two volume set*. 1.st Edition, CRC Press, (pp. 79-1760).
138. Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J. and Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 74-7.
139. Demirel, F., Yüksel, G., Muhtarogulları, M. and Çekiç, C. (2005). Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 25(3), 277-81
140. Rodríguez-Vilchis, L. E., Contreras-Bulnes, R., Olea-Mejía, O. F., Sánchez-Flores, I. and Centeno-Pedraza, C. (2011). Morphological and structural changes on human dental enamel after Er: YAG laser irradiation: AFM, SEM, and EDS evaluation. *Photo Medicine and Lasersurgery*, 29(7), 493-500.
141. Sedlář, J., Zitová, B., Kopeček, J., Flusser, J., Todorciuc, T. and Kratochvílová, I. (2013). Automatic determination of the size of elliptical nanoparticles from AFM images. *Journal of Nano Particle Research*, 15(8), 1-10.
142. Goldstein, J., Newbury, D., Joy, D., Lyman, C., Echlin, P., Lifshin, E., Sawyer, and L., Michael, J. (2017). *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis*. (Third Edition). USA: Plenum Publishers, pp. 21- 29, 65-523.
143. Karaokutan, I. (2014). *Karbamit peroksitin farklı seramik sistemlerindeki iyon salınımlarına ve yüzey pürüzlülüğüne etkisinin değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 33-36,108
144. Yıldız, S. (2004). *Konya ana tahliye kanalında ağır metal kirliliğinin ICP-AES tekniği ile incelenmesi*. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, 3-58
145. Yayintas, O. T., Yılmaz, S., Turkoğlu, M. and Dilgin, Y. (2007). Determination of heavy metal pollution with environmental physicochemical parameters in waste water of Kocabas Stream (Biga, Canakkale, Turkey) by ICP-AES. *Environmental Monitoring and Assessment*, 127(1), 389-397.

146. Dirxen, C., Blunck, U. and Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dentistry Journal*, 7, 118. Chemistry.
147. Aslantaş, N. (2007). *Demir, bakır, krom, nikel ve stronsiyumun sulu çözeltilerde aktif karbonla kompleksleştiriciler varlığında zenginleştirilmesi, giderilmesi ve ICP-OES ile tayini*. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
148. Temel, A., Bayarı, S., Özyurt, N. ve Varol, E. Hacettepe Üniversitesi ICP-MS laboratuvarı. Erişim: <<http://www.icp.hacettepe.edu.tr/nedir.shtml>>.
149. Soygun, K. Varol, O., Ozer, A. and Bolayir, G. (2017). Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(3), 200-207.
150. McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
151. Kale, E., Seker, E., Yilmaz, B. and Özcelik, T. B. (2016). Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(6), 890-895.
152. Ueda, K., Beuer, F., Stimmelmayer, M., Erdelt, K., Keul, C. and Güth, J. F. (2016). Fit of 4-unit FDPs from Co-Cr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clinical Oral Investigations*, 20(2), 283-289.
153. Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A. and Kappert, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Review of Medical Devices*, 5(6), 729-745.
154. Mao, L., Kaizer, M. R., Zhao, M., Guo, B., Song, Y. F. and Zhang, Y. (2018). Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *Journal of Dental Research*, 97(11), 1222-1228.
155. Doğru, G., Demiralp, E. and Yılmaz, H. Diş hekimliğinde yeni geliştirilen yüksek translüsent monolitik parsiyel stabilize zirkonya sistemlerinin optik ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi: Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(4), 669-675.
156. Durkan, R. and Özkır, S. E. (2018). *Protetik diş tedavisi uygulamalarında kullanılan monolitik zirkonya seramik sistemleri ve kullanım alanları*. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 45(3) 211-219.
157. Acar, Ö. (2016). Farklı yüzey hazırlıklarının CAD/CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(3), 121-125.
158. Dirxen, C., Blunck, U. and Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dentistry Journal*, 7, 118–122.

159. Ertürk, E. and Dalkız, M. (2016). Feldspatik ve lityum disilikat cam porselenlerin yüzey pürüzlülüğü üzerinde farklı yüzey işlemlerinin etkisinin incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 79-86
160. Lamster, I. B. (2003). Clinical periodontology and implant dentistry. *Journal of Dental Research*, 82(11), 933-163.
161. Öngül, D., Mim, A., Sahin, H. and Değer, S. (2012). The effect of mouthrinses on color stability of the restorative materials. *European Oral Research*, 46(2), 13.
162. Lee, J. H., Kim, S. H., Yoon, H. I., Yeo, I. S. L. and Han, J. S. (2020). Colour stability and surface properties of high-translucency restorative materials for digital dentistry after simulated oral rinsing. *European Journal of Oral Sciences*, 128(2), 170-180.
163. Marocho, S. M. S., Studart, A. R., Bottino, M. A. and DellaBona, A. (2010). Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dental Materials*, 26(5), 483-490.
164. Gonzaga, C. C., Cesar, P. F., Miranda Jr, W. G. and Yoshimura, H. N. (2011). Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dental materials*, 27(4), 394-406.
165. Kukiattrakoon, B., Hengtrakool, C. and Kedjarune-Leggat, U. (2010). Degradability of fluorapatite-leucite ceramics in naturally acidic agents. *Dental Materials Journal*, 1008310070-1008310070.
166. Yılmaz, Ş. and Günay, V. (1999). Cam-seramik malzemeler. *Metalurji*, 23(121), 12-16.
167. Milleding, P., Haraldsson, C. and Karlsson, S. (2002). Ion leaching from dental ceramics during static in vitro corrosion testing. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society For Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 61(4), 541-550.
168. Sikalidis, C. (Editor). (2011). *Advances in ceramics: Electric and magnetic ceramics, bioceramics, ceramics and environment*. BoD–Books on Demand.
169. Kukiattrakoon, B., Hengtrakool, C. and Kedjarune-Leggat, U. (2010). Chemical durability and micro hardness of dental ceramics immersed in acidic agents. *Acta Odontologica Scandinavica*, 68(1), 1-10.
170. Esquivel-Upshaw, J. F., Dieng, F. Y., Clark, A. E., Neal, D. and Anusavice, K. J. (2013). Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. *Journal of dental research*, 92(5), 467-471.
171. Diab, M., Zaazou, M. H., Mubarak, E. H. and Olaa, M. I. (2007). Effect of five commercial mouthrinses on the microhardness and color stability of two resin composite restorative materials. *Australian Journal of Basic Applied Sciences*, 1(4), 667-74.

172. Yeh, S. T., Wang, H. T., Liao, H. Y., Su, S. L., Chang, C. C., Kao, H. C. and Lee, B. S. (2011). Thoroughness, microhardness, and surface analysis of nano composite safter application of topical fluoridegels. *Dental Materials*, 27(2), 187-196.
173. Celik, C., Yuzugullu, B., Erkut, S. and Yamanel, K. (2008). Effects of mouthrinses on color stability of resin composites. *European Journal of Dentistry*, 2(04), 247-253.
174. Sasany, R., Ergun-Kunt, G. and Yılmaz, B. (2021). Effect of mouthrinses on optical properties of CAD-CAM materials used for laminate veneers and crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(4), 648-653.
175. Turp, V. (2010). *Farklı pH ortamlarında zirkonya seramiklerinin sertlik ve kırılma mukavemetinin mikroyapı analizi ile incelenmesi*. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 30-142
176. Švančárková, A., Galusková, D., Nowicka, A. E., Pálková, H. and Galusek, D. (2022). Effect of corrosive media on the chemical and mechanical resistance of IPS e.max® CAD based Li₂Si₂O₅ glass-ceramics. *Materials*, 15(1), 365.
177. Lodi, E., Weber, K. R., Benetti, P., Corazza, P. H., Della Bona, Á. and Borba, M. (2018). How oral environment simulation affects ceramic failure behavior. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 812-818.
178. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(6), 557-562.
179. Chevalier, J., Gremillard, L. and Deville, S. (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annual Review of Materials Research*, 37, 1-32.
180. Volpato, C. Â. M., Garbelotto, L. G. D., Fredel, M. C. and Bondioli, F. (2011). Application of zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. In *Advances in ceramics-electric and magnetic ceramics, bioceramics, ceramics and environment*, (Second Edition), BoD-Books on Demand 25-564.
181. Derafshi, R., Khorshidi, H., Kalantari, M. and Ghaffarlou, I. (2017). Effect of mouthrinses on color stability of monolithic zirconia and feldspathic ceramic: an in vitro study. *BMC oral health*, 17(1), 1-8.
182. Khaledi, A. A., Safari, A., Adibi, A. and Adibi, S. (2014). The effect of chlorhexidine mouthrinse on the colour stability of porcelain with three different surface treatments: An in vitro study. *Journal of Dental Biomaterials*, 1(1), 3-8.
183. Gurgan, S. (2008). The effect of three different mouthrinses on the surface hardness, gloss and colour change of bleached nanocomposite resins. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 16(3), 104-108.

184. Zissis, A. J., Polyzois, G. L., Yannikakis, S. A. and Harrison, A. (2000). Roughness of denture materials: a comparative study. *International Journal of Prosthodontics*, 13(2), 136-40.
185. Silva, M. D. A., Davies, R. M., Stewart, B., DeVizio, W., Tonholo, J., da SilvaJúnior, J. G. and Pretty, I. A. (2006). Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dental Materials*, 22(10), 919-924.
186. Zakir, T. Dandekeri, S., Suhaim, K. S., Shetty, N. H., Ragher, M. and Shetty, S. K. (2020). Influence of aerated drink, mouth wash, and simulated gastric acid on the surface roughness of dental ceramics: A comparative InVitro study. *Journal of Pharmacyand Bioallied Sciences*, 12(Suppl 1), 480-487.
187. Da Silva, M. A. B., Vitti, R. P., Sinhoreti, M. A. C., Consani, R. L. X., da Silva-Júnior, J. G. and Tonholo, J. (2016). Effect of alcoholic beverages on surface roughness andmicrohardness of dental composites. *Dental Materials Journal*, 35(4), 621-626.
188. Ccahuana, V. Z. Özcan, M., Mesquita, A. M., Nishioka, R. S., Kimpara, E. T. and Bottino, M. A. (2010). Surface degradation of glass ceramics after exposure to acidulated phosphate fluoride. *Journal of Applied Oral Science*, 18(2), 155-165.
189. Trauth, K. G. S., Godoi, A. P. T. D., Colucci, V., Corona, S. A. M. and Catirse, A. B. C. E. B. (2012). The influence of mouthrinses and simulated tooth brushing on the surface roughness of a nanofilled composite resin. *Brazilian Oral Research*, 26(3), 209-214.
190. Mohammed, I. and Alwahab, Z. N. (2018). *A comparison of the effect of artificial saliva with different ph values on surface roughness of veneering ceramic to metal and zirconia substructure*, World Journal of Pharmaceutical Research, 7(17), 107-120.
191. Ozer, A., Soygun, K. and Bolayir, G. (2018). The surface and phase analysis studies on dental bioceramics subjected to different mouthrinse solutions. *Journal of the Australian Ceramic Society*, 54(3), 475-481.
192. Mushashe, A. M., Farias, I. C., Gonzaga, C. C., Cunha, L. F. D., Ferracane, J. L. and Correr, G. M. (2020). Surface deterioration of indirect restorative materials. *Brazilian Dental Journal*, 31, 264-271.
193. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A. and Ilie, N. (2015). Translucency of estheticdental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surfaceroughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 534-540.
194. Canyurt, M. B., Oktay, E. A., Aydin, N. and Karaoğlanoğlu, S. (2022). Ağız gargaralarının rezin bazlı CAD/CAM blokların renk stabilitesine etkisinin in vitro incelenmesi. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 28(1), 181-187.

195. Kenawy, E. R. (2021). Effect of simulated gastric acid on surface roughness of different types of dental ceramics. *Egyptian Dental Journal*, 67 (1-January (Fixed Prosthodontics, Removable Prosthodontics and Dental Materials), 711-716.
196. Karaokutan, I. and Aykent, F. (2020). Effect of a home bleaching agent on the ION elution of different esthetic materials. *Journal of Prosthodontics*, 29(9), 805-813.
197. Karakaya, I. and Cengiz-Yanardag, E. (2020). Changes in optical characteristics and surface topography of CAD/CAM materials after bleaching applications: An AFM evaluation. *Journal of Prosthodontics*, 29(3), 226-236.
198. Farhadi, E., Kermanshah, H., Rafizadeh, S., Saeedi, R. and Ranjbar Omrani, L. (2021). In Vitro effect of acidic solutions and sodium fluoride on surface roughness of twotypes of CAD-CAM dental ceramics. *International Journal of Dentistry*, 95(3), 3-8.
199. Sjögren, B., Iregren, A., Montelius, J. and Yokel, R. A. (2015). Aluminum. In *Handbook on the Toxicology of Metals, Fourth Edition*, Academic Press. (pp. 549-564).
200. Bharathi, V. P., Govindaraju, M., Palanisamy, A. P., Sambamurti, K. and Rao, K. S. (2008). Molecular toxicity of aluminium in relation to neuro degeneration. *Indian Journal of Medical Research*, 128(4), 545-56.
201. Hellström, H.O. (2007). *Bone and Aluminium*, Acta Universitatis Upsaliensis. Digital Comprehensive Summaries of Uppsala Dissertations from the Faculty of Medicine, 271-86.
202. Onur, E. (1997). Alüminyum toksisitesinin kalite kontrol açısından değerlendirilmesi. *Türk Nefroloji Diyaliz ve Transplantasyon Dergisi*, 1(2), 74-79.
203. Cannata, J., Junor, B. R., Briggs, J. D., Fell, G. and Beastall, G. (1983). Effect of acute aluminium overload on calcium and parathyroid-hormone metabolism. *The Lancet*, 321(8323), 501-503.
204. Gelenberg, A. J., Kane, J. M., Keller, M. B., Lavori, P., Rosenbaum, J. F., Cole, K. and LaHSlle, J. (1989). Comparison of standard and low serum levels of lithium for maintenance treatment of bipolar disorder. *New England Journal of Medicine*, 321(22), 1489-1493.
205. Hopkins, H. S. and Gelenberg, A. J. (2000). *Serum lithium levels and the outcome of maintenance therapy of bipolar disorder*, *Bipolar Disorder*, 2(1), 174-9.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Oral, Firdevs
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi

	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü	
Lisans	Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam ediyor.
Lise	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2001
	Küçükçekmece Lisesi	1994

İş Deneyimi,

Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2016 devam ediyor	Etimesgut A.D.S.M.	Diş Hekimi
2012	Tepebaşı A.D.H.	Diş Hekimi
2009	Van A.D.S.M.	Diş Hekimi/İdari Gör.
2006	Osmanlı A.D.S.M.	Diş Hekimi
2003	Bornova A.D.S.M.	Diş Hekimi
2002	Kırıkkale Yüksek İhtisas Hastanesi	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Firdevs, O. R. A. L., and Biçer, A. Z. Y. (2022). Dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğü. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(1), 103-107.
2. Firdevs, O. R. A. L., and Biçer, A. Z. Y. (1070533). Yayın Sürecinde İmplant Destekli Protezlerin Başarısında Oklüzyonun Yeri [Tr], *Selçuk Dental Journal*.

Projeler

1. Oral F., Yıldırım, A. Z., *Ağız gargaralarının CAD/cam seramik sistemlerindeki iyon salınımlarına ve yüzey pürüzlülüğüne etkisinin değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi. (Proje Kodu: TDK-2021-7380).

Hobiler

Resim, Yüzme, Kitap okumak, Müzik.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

