

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM VE ÜRETİM (CAD/CAM)
İLE ÜÇ FARKLI MATERYALDEN ÜRETİLEN TEK
KRONLARIN KLİNİK PERFORMANSI: BİR YILLIK
BAŞLANGIÇ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Diler DENİZ

**UZMANLIK TEZİ
olarak hazırlanmıştır.**

**ANKARA
2018**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM VE ÜRETİM (CAD/CAM)
İLE ÜÇ FARKLI MATERYALDEN ÜRETİLEN TEK
KRONLARIN KLİNİK PERFORMANSI: BİR YILLIK
BAŞLANGIÇ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Diler DENİZ

**UZMANLIK TEZİ
olarak hazırlanmıştır.**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Güliz AKTAŞ**

**ANKARA
2018**

ONAY SAYFASI

17/05/2018

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına


Dt. Diler DENİZ'in 17/05/2018 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında 'Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM) ile Üç Farklı Materyalden Üretilen Tek Kronların Klinik Performansı: Bir Yıllık Başlangıç Sonuçlarının Değerlendirilmesi' başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Kıvanç AKÇA

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Güliz AKTAŞ

Üye : Prof. Dr. Özgür İNAN

ONAY: Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Rüya YAZICI
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Fakültemiz tarafından onaylanan uzmanlık tezimin tamamı veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin olarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

- **Tezimin tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünden değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorları ön belleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)

- X Tezimin 17 Mayıs 2021 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.**

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı ya da tamamının fotokopisi alınabilir.)

- **Tezimin Tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı ya da tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**

- **Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi**

...../...../.....
(ad-soyad-imza)

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Güliz AKTAŞ danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Diler DENİZ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her daim desteğini hissettiğim, değerli bilgileriyle bana yol gösteren, fikirlerimi destekleyerek çalışmalarımda beni cesaretlendiren, tez çalışmam süresince bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen ve bir hocadan çok abla yakınlığı hissettiğim sevgili danışman hocam Doç. Dr. Güliz AKTAŞ'a,

Tez jürimde bulunarak tezime katkıda bulunan Sayın Prof. Dr. Özgür İNAN ve özellikle uzmanlık eğitimimde düşünce şeklini örnek aldığım ve bana mesleki anlamda farklı bir bakış açısı kazandıran Sayın Prof. Dr. Kıvanç AKÇA'ya,

Başta tez çalışmam olmak üzere, uzmanlık eğitimim boyunca her koşulda desteklerini veren Sayın Prof. Dr. Güliz GÜNCÜ ve Sayın Doç. Dr. Barış GÜNCÜ'ye,

Çalışmamın istatistiksel analizi konusunda bana büyük yardımları dokunan Sayın Ar. Gör. Dinçer GÖKSÜLÜK'e,

Araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladığım günden itibaren mesleki ve sosyal anlamda üzerimde emeği olan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Tanıştığım ilk günden beri, her konuda desteklerini ve koşulsuz sevgilerini hissettiğim ve her zaman hissedeceğimden emin olduğum başta Dt. Nigar BAGHİROVA, Dt. Belde AKKAYA, Dt. Nuray CORDANOĞLU EREN, Dr. Emine KOŞTUR, Dt. Elif Melike AKARCA, Dt. Sena KAMACI ve Uzm. Dt. Elif Tuba AKÇİN olmak üzere tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Lisans eğitimime başlarken tanıştığım fakat bana bir arkadaştan çok dost yakınlığı gösteren Dr. Derya KUSUN ÖZER, Dt. Ceren ERDİL ve Dt. Esra ÇAKIR YALÇINKAYA'ya,

Doğduğum günden beri koşulsuz sevgi ve destekleriyle bu günlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, kıymetlilerim, annem Fatma ÇETİN ve babam İsmail ÇETİN'e,

Hayatım boyunca her anımda yanımda olan ve beni destekleyen, sevgisini derinden hissettiğim biricik kardeşim Ezgi ÇETİN'e,

Son olarak varlığıyla hayatımı güzelleştiren, beni güçlendiren, bana her zaman sevgi ve hoşgörü ile yaklaşan, ihtiyacım olduğu her anda yanımda olan sevgili eşim Muhammed Saltuk DENİZ'e, bütün kalbimle ve içtenlikte teşekkür ediyorum.

ÖZET

DENİZ, D. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM) ile Üç Farklı Materyalden Üretilen Tek Kronların Klinik Performansı: Bir Yıllık Başlangıç Sonuçlarının Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Programı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM) sistemlerindeki gelişmelerle, metal destekli restorasyonların dezavantajlarını azaltmak amacıyla, 30 yıldır tam seramik restorasyonlar yüksek başarı oranlarıyla kullanılmaktadır. Bu gelişmelerle birlikte, her geçen gün dental markete yeni materyaller eklenmektedir. Bu klinik çalışmanın amacı ise, üç farklı monolitik seramikten CAD/CAM ile üretilen posterior bölge tek diş restorasyonların bir yıllık başlangıç sonuçlarını değerlendirmektir. Bu amaçla Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Klinik Çalışmalar Etik Kurul onayından sonra, 27 hastada kron restorasyonu gereken 2. Premolar ve/veya 1. Molar olmak üzere toplam 36 diş randomize olarak 3 gruba ayrıldı: zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik (ZLS-Vita Suprinity), lityum disilikat cam seramik (LCS-IPS e.max CAD) ve rezin infiltre cam seramik (RİCS-Vita Enamic). Her bir gruptaki restorasyonlar indirek yöntemle aynı CAD/CAM cihazında üretildikten sonra, rezin simanla simante edildi. Restorasyonlar başlangıç, 6 ve 12. ayda protetik açıdan ‘Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti (Modified USPHS) Kriterleri’ne göre protetik ve beraberinde periodontal açıdan değerlendirildi. RİCS grubunda 1 yıl sonrasında yüzey yapısı ve renk uyumu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmasına rağmen 1 yıllık takip sürecinde restorasyonlar %100 sağkalım oranı sergilemiştir. Tüm dönemlerde periodontal parametre değerlendirilmesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. 1 yıl sonrasında her 3 materyalden üretilen monolitik restorasyonlar klinik olarak kabul edilebilir performans göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Lityum disilikat cam seramik (LCS), zirkonyumla güçlendirilmiş cam seramik (ZLS), rezin infiltre cam seramik (RİCS) ve monolitik tek diş restorasyon.

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

ABSTRACT

DENİZ, D. Clinical Performance of Computer Aided Design and Manufacturing (CAD/CAM) Single Crowns Made from Three Different Materials with One Year Preliminary Results. Hacettepe University Faculty of Dentistry, Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2018. With the development of Computer Aided Design and Computer Aided manufacturing (CAD / CAM) systems, all ceramic restorations have been used with high success rates during the past 30 years in order to eliminate the disadvantages of metal ceramic restorations. Based on these developments, in every passing days new ceramic materials has been added to dental market. The purpose of this clinical study was to evaluate one year preliminary results CAD/CAM fabricated posterior single-tooth monolithic restorations made from three different materials. For this purpose, following the approval of Hacettepe University Clinical Studies Ethics Committee, 36 teeth in 27 participant who required a crown for second premolar and/or first molar randomly assigned to 1 of 3 groups: zirconium reinforced glass ceramic (ZRGC-Vita Suprinity), lithium disilicate glass ceramic (LGC-IPS e.max CAD) and resin infiltrated glass ceramic (RIGC-Vita Enamic). After the restorations were produced by the same CAD/CAM system with indirect technique, they were cemented with resin cement. Each restoration was clinically evaluated at baseline, 6 and 12 months using modified the United States Public Health Service (USPHS) Criteria for prosthetic evaluation and periodontal parameters were also evaluated. The survival rate at the end of the follow up period was 100%. There is no statistically significant difference in periodontal parameters among materials in all periods. Although there is a statistically significant difference in surface texture and color match for RIGC at 0-1 year interval, all 3 materials can be used in clinically acceptable performance.

Key Words: Lithium disilicate glass ceramics (LGC), zirconium reinforced glass ceramics (ZRGC), resin infiltrated glass ceramic (RIGC) and monolithic single tooth restoration.

This study was supported by Hacettepe University Scientific Research Projects Coordination Department.

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-----------|
| ONAY SAYFASI | iii |
| YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI | iv |
| ETİK BEYAN | v |
| TEŞEKKÜR | vi |
| ÖZET | vii |
| ABSTRACT | viii |
| SİMGELER VE KISALTMALAR | xi |
| ŞEKİLLER | xiii |
| TABLolar | xiv |
| GRAFİKLER | xv |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1. Dental Seramikler | 3 |
| 2.2. Dental Seramiklerin Gelişimi | 3 |
| 2.3. Dental Seramiklerin Yapısı | 6 |
| 2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması | 7 |
| 2.4.1. Cam Matriks Seramikler | 10 |
| 2.4.1.1. Feldspatik Seramikler | 10 |
| 2.4.1.2. Sentetik Seramikler | 11 |
| 2.4.1.3. Cam İnfiltre Seramikler | 13 |
| 2.4.2. Polikristalin Seramikler | 14 |
| 2.4.3. Rezin-Matriks Seramikler | 16 |
| 2.5. Cam Seramiklerin Avantajları | 19 |
| 2.6. Cam Seramiklerin Dezavantajları | 19 |
| 2.7. Cam Seramiklerin Endikasyonları | 20 |
| 2.8. Cam Seramiklerin Kontraendikasyonları | 20 |
| 2.9. CAD/CAM Sistemi | 21 |
| 2.10. Simantasyon | 23 |
| 2.11. Klinik Değerlendirme | 26 |
| 2.11.1. Protetik | 26 |
| 2.11.2. Periodontal | 27 |
| 2.12. Kanıta Dayalı Diş Hekimliği | 28 |
| 3. BİREYLER VE YÖNTEM | 30 |
| 3.1. Araştırmaya Katılan Bireylerin Seçimi | 31 |

| | |
|---|-----------|
| 3.2. Ağız içi Muayene | 31 |
| 3.3. Periodontal Muayene | 32 |
| 3.4. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi | 35 |
| 3.5. Rastgeleleştirme (Randomizasyon) | 35 |
| 3.6. Preperasyona Hazırlık ve Preperasyon | 36 |
| 3.6.1. Preperasyona Hazırlık | 36 |
| 3.6.2. Preperasyon | 37 |
| 3.7. Ölçü ve Restorasyonların Üretimi | 38 |
| 3.8. Restorasyonların Simantasyonu | 39 |
| 3.9. Restorasyonların Klinik Değerlendirilmesi | 40 |
| 3.10. İstatiksel Analiz | 45 |
| 4.BULGULAR | 46 |
| 4.1. Demografik Bilgiler | 46 |
| 4.2. Klinik Değerlendirme Bulguları (Modifiye USPHS Kriterleri) | 47 |
| 4.3. Periodontal Muayene Bulguları | 54 |
| 5.TARTIŞMA | 56 |
| KAYNAKÇA | 68 |
| EKLER | 82 |
| EK-1. Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni | 82 |
| EK-2. Tez Çalışması ile İlgili İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu İzni | 84 |
| EK-3. Hasta Takip Formu | 86 |
| 9. ÖZGEÇMİŞ | 88 |

SİMGELER VE KISALTMALAR

| | |
|---|---|
| > | Büyük |
| < | Küçük |
| ≥ | Büyük eşit |
| ± | Artı Eksi |
| ≈ | Yaklaşık eşit |
| % | Yüzde |
| °C | Santigrat derece |
| ADA | American Dental Assosiation-Amerika Diş Hekimleri Birliği |
| AlCl₃ | Alüminyum klorür |
| Al₂O₃ | Alüminyum oksit |
| Al₂O₃2SiO₂.H₂O | Kaolin |
| ATZ | Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya |
| B₂O₃ | Bor oksit |
| Bis GMA | Bisfenol A glisidil metakrilat |
| CAD | Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım |
| CAM | Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Üretim |
| CaO | Kalsiyum oksit |
| CD | Cep Derinliği |
| CDA | California Dental Assosiation-Kaliforniya Diş Hekimleri Birliği |
| dk | Dakika |
| DKZİ | Dişeti Kanama Zamanı İndeksi |
| FDI | World Dental Assosiation-Dünya Diş Hekimleri Birliği |
| GI | Gingival İndeks |
| GPa | Gigapaskal |
| KAD | Klinik Ataçman Düzeyi |
| KDM | Keratinize Dişeti Miktarı |

| | |
|--|--|
| $K_2Mg_5SiO_2OF_4$ | Florapatit |
| K_2O | Potasyum oksit-Potas |
| $K_2OAl_2O_26SiO_2$ | Potasyum alümina silikat |
| LCS | Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik |
| Li_3PO_4 | Lityum ortofosfat |
| $MgAl_2O_4$ | Magnezyum alüminat |
| MMA | Metil metakrilat |
| MPa | Megapaskal |
| $MPa.m^{1/2}$ | Megapaskal.metre ^{1/2} |
| Na_2O | Sodyum oksit-Soda |
| $Na_2OAl_2O_36SiO_2$ | Sodyum Alümina silikat |
| mm | Milimetre |
| nm | Nanometre |
| PI | Plak İndeksi |
| RICS | Rezin infiltre cam seramik |
| PMMA | Polimetil metakrilat |
| RPM | Revolutions Per Minute-Dakikada dönme sayısı |
| SiO_2 | Silisyum dioksit- Silika |
| sn | Saniye |
| TEGDMA | Trietilen glikol dimetkrilat |
| UDMA | Üretan dimetakrilat |
| Y-TZP | Yitriyum ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya |
| ZLS | Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik |
| Zr_2O | Zirkonyum Oksit |
| ZTA | Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina |
| μm | Mikrometre |

ŞEKİLLER

| Şekil | Sayfa |
|--|-------|
| 3.1. Zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik-ZLS (A), lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik-LCS (B) ve rezin infiltre cam seramik-RİCS (C) blokların frezeye hazır hali. | 36 |
| 3.2. Restore edilen dişlerin başlangıç hali, preperasyonu ve restorasyonların teslimi. ZLS (A-C), LCS (D-F) ve RİCS (G-I) grupları. | 40 |
| 4.1. Başlangıçta (0) gözlenen renk uyumları. ZLS (A-B), LCS (C-D), RİCS (E-F) | 49 |
| 4.2. RİCS materyalin başlangıç (0) (A), 6.ay (B) ve 12. ay (C) yüzey yapısı görüntüsü | 53 |

TABLOLAR

| Tablo | Sayfa |
|---|--------------|
| 2.1. Gracis ve ark. (16)'nın yapmış olduğu sınıflandırmanın şematik görünümü | 10 |
| 3.1. Restorasyonların klinik değerlendirilmesi için kullanılan "Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti (Modified United States Public Health Service-USPHS) Kriterleri"nin listesi | 44 |
| 4.1. Demografik veriler | 46 |
| 4.2. Demografik veriler (devamı) | 47 |
| 4.3. Materyallerin farklı zamanlarda renk uyumu skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri | 48 |
| 4.4. Materyallerin renk uyumu açısından farklı zamanlarda kendi içlerinde ve aynı zaman diliminde birbirleri ile değerlendirilmesi | 49 |
| 4.5. Materyallerin farklı zamanlarda <i>cavosurface</i> marjinal renklenme skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri | 50 |
| 4.6. Materyallerin farklı zamanlarda sekonder çürük skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri | 50 |
| 4.7. Materyallerin farklı zamanlarda anatomik kontur skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri | 51 |
| 4.8. Materyallerin farklı zamanlarda marjinal uyum skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri | 51 |
| 4.9. Materyallerin farklı zamanlarda yüzey yapısı skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri | 52 |
| 4.10. Materyallerin yüzey yapısı açısından farklı zamanlarda kendi içlerinde ve aynı zaman diliminde birbirleri ile değerlendirilmesi | 53 |
| 4.11. Materyallerin farklı zamanlarda kütleli kırık skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri | 54 |
| 4.12. Başlangıç (0) periodontal parametre değerleri | 54 |
| 4.13. Altıncı ay periodontal parametre değerleri | 55 |
| 4.14. On ikinci ay periodontal parametre değerleri | 55 |

GRAFİKLER

| Grafik | Sayfa |
|---|--------------|
| 4.1. Başlangıç (0) değerlendirilmesinde materyallerin renk uyumu skorlarına göre box plot dağılımı. | 48 |
| 4.2. Altıncı ay değerlendirilmesinde materyallerin yüzey yapısı skorlarına göre box plot dağılımı. | 52 |
| 4.3. On ikinci ay değerlendirilmesinde materyallerin yüzey yapısı skorlarına göre box plot dağılımı. | 53 |

1. GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinde başlıca amaç mevcut diş yapısının korunması ile birlikte, kayıp diş dokularını estetik, fonksiyon, biyolojik ve biyomekanik açıdan doğal dişe en yakın şekilde restore etmektir (1). Kayıp diş dokusunun restore edilmesinde, 50 yıldan fazla süredir metal destekli seramikler en sık tercih edilen restorasyon tipidir. Çünkü estetik kalitesi ve fonksiyonel ömrü değişebilmesine karşın, bu restorasyonların klinik performansı tahmin edilebilir ve tatmin edicidir (2, 3). Ancak, değersiz alaşımlardan üretilen metalin marjinlerdeki siyah-mavi-gri yansıması, şeffaflıktan kaynaklı optimal renk uyumu elde etmedeki zorluklar ve yumuşak dokuda metale karşı gelişen alerjik reaksiyonlar gibi bazı dezavantajları vardır (3). Ayrıca geleneksel metal seramik restorasyonlar teknisyen tarafından hazırlandığından, kullanılan materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin güvenilirliği etkilenebilmektedir (4).

Metal destekli seramik restorasyonların bu gibi dezavantajlarına rağmen tam seramik restorasyonlar yumuşak dokuda daha doğal bir görüntü ve sağlıklı bir periodonsiyum elde edilebilmesine olanak sağlar ki bu durum daha yüksek biyoyumluluk özelliğine sahip olduklarını kanıtlamaktadır (5). Aynı zamanda, bu restorasyonlar daha iyi renk stabilitesi ve daha düşük ısıl iletkenlik göstermektedirler (5, 6). Ayrıca tam seramik restorasyonlar, altın gibi yüksek değerli metallerin kullanımı ile karşılaştırıldığında maliyet avantajı sağlamaktadır (7). Ancak seramiklerin düşük bükülme dayanımı (flexural strength) göstermeleri, oklüzal kuvvetler karşısında daha kırılabilir bir özellik sergilemesine sebep olur (8, 9). 1960'lı yıllarda ilk kez McLean ve ark. (9)'nın seramik yapının içerisine alümina ilave etmesi ile birlikte seramiklerin bükülme dayanımları artmıştır ve başlangıç tam seramik sistemlerin mekanik özelliklerinin daha da gelişmesini sağlamıştır.

Günümüzde seramik sistemlerin geliştirilmesi ve güçlendirilmesi amacıyla, zirkonya ve lityum disilikat içerikli seramik restoratif materyaller popüler hale gelmiştir. Zirkonyum esaslı seramikler, diğer alt yapı seramiklerine göre üstün mekanik özellikleri ile özellikle posterior 3-4 üniteli tam seramik sabit bölümlü protezlerin yapımına imkan verebilmektedir. Lityum disilikat esaslı seramikler ise;

zirkonyum esaslı seramikler ile karşılaştırılabilir mekanik özelliklerinin yanı sıra, daha yüksek translüsensi özelliğine sahiptir ve estetikdir (10-12).

Kaybolan diş dokusu restore edilirken bir diğer amaç da dişin doğal yapısı ile uyumlu restorasyonlar üretmektir (10). Restoratif amaçla kullanılacak dental materyalin tercihi; materyalin metalik, seramik veya polimer esaslı olup olmadığına bağlı olarak belirlenebilir. Bu materyal sınıflarının her birinin interatomik bağlanma kuvvetlerinin doğası, materyalin mekanik etkisini, özellikle elastik modül özelliğini oluşturmaktadır. Elastik modülleri göz önüne alındığında seramikler mine yerine kullanılabilirdiği gibi polimer esaslı kompozit rezinler dentin yerine kullanılabilmektedir (13). Hem dayanıklı hem de elastik özelliği dişe benzeyen bir materyal gerekliliğinden, her iki özelliği de taşıyacak rezin infiltre cam seramikler adı altında yeni bir çeşit materyal geliştirilmiştir (13, 14).

Materyallerde görülen bu gelişmeler ile birlikte veneer (tabaka) yapıya ihtiyaç ortadan kalkmakta ve bu açıdan daha güvenilir restorasyonlar üretme imkanı beraberinde gelmektedir. Ayrıca sabit protetik restorasyonlarda en sık rastlanan komplikasyonun *chipping* ve veneer porseleninde kırık olduğu göz önüne alındığında, yaşanan bu başarısızlığın önüne geçebilmek amacıyla, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing-CAD/CAM) yöntemiyle monolitik restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır. Bu amaçla restorasyon üretimine hazır monolitik disk ve bloklar üretici firmalar tarafından dental markete sunulmuştur (15).

Günümüzde monolitik restorasyon üretiminde sıkça tercih edilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (LCS-IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent), zirkonyumla güçlendirilmiş cam seramik (ZLS-Suprinity, VITA Zahnfabrik) ve rezin infiltre cam seramik (RİCS-Enamic, VITA Zahnfabrik) ile ilgili sınırlı sayıda in vitro çalışmaların olmasının yanı sıra, yeterli klinik araştırma bulunmamaktadır. Bu amaçla çalışmamızın sıfır hipotezi yapısal olarak farklılıklar gösteren bu üç materyalden üretilen restorasyonların, bir yıllık izlenim sürecinde protetik ve periodontal başarıları açısından fark bulunmamağı şeklinde kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramikler 100 yılı aşkın süredir estetik diş hekimliğinin temelini oluşturmaktadır (16). Seramikler metalik olmayan inorganik bileşiklerdir. Bu tanımlamaya camlar, nitritler, silikatlar, metal oksitler, boritler ve hatta bu elementlerin birbirleriyle düzenli karışımı dahildir. Porselen terimi ise yüksek sıcaklıkta pişirilen feldspar, kuarz ve kaolin kompozisyonundan oluşan bir seramik madde ailesini ifade eder. Dental seramikler ise tam olarak füzyona uğramamış sinterizasyon ile oluşturulan cam türevleridir (sinterizasyon: bileşen içindeki taneciklerin eriyerek birleşmesi) ve genellikle dental porselenler olarak da ifade edilirler (17-20).

Dental seramikler; bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle çoğunlukla oksijenle yaptığı kombinasyondur ve hem iyonik hem kovalent bağlara sahiptir. Bu bağlar sayesinde seramikler güçlü olmasına rağmen, aynı zamanda kırılabilirler. Dolayısı ile sıkıştırma (compression) tipi kuvvetlere karşı dayanıklılık gösterirlerken, germe (tension) tipi kuvvetlere karşı zayıftırlar ve minör bir esneme (flexure) kütleli bir kırığa sebep olabilir (19, 21).

2.2. Dental Seramiklerin Gelişimi

Seramiğin diş hekimliğinde ilk defa kullanılması, 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından tam protezler için seramik dişlerin üretilmesiyle başlamıştır. İlk defa tek üyeli kişisel dişlerin üretimi ise 1808 yılında Paris'te yapılmıştır (22, 23).

1901 yılında Charles H. Land platin folyo tekniğini kullanarak ilk seramik laminate veneer ve tam kronu üretmiştir. Bu restorasyon oldukça estetik olmasına karşın yüksek kırılmalı bir yapı sergilemiştir. Bu nedenden ötürü çalışmalar, sabit restorasyonlarda kullanılan seramiklerin kırılmalılığının giderilmesi yönünde yoğunlaşmıştır (19).

1965 yılında Mclean ve Hughes'in porselenin yapısına alüminyum oksit (Al_2O_3) eklemesi ile porselen yapısının güçlendirilmesindeki ilk gelişmeler sağlanmıştır. Fakat yapıyı güçlendiren alüminyum oksit partikülleri aynı zamanda malzemenin opasitesini arttırmıştır. Bu dezavantajın önüne geçmek için ise kor yapı üzerine feldspatik porselen uygulama gerekliliği doğmuştur (19, 24).

1990'ların başına kadar yapılan çalışmalarda tam seramik sistemlerin yapısında ciddi anlamda ilerlemeler ve güçlendirmeler sağlanmış olmasına karşın, sabit restorasyonlar için yeterli dayanıklılığa sahip bir malzeme bulunamamıştır(25).

1998 yılında, seramiklerde yaşanan dayanıklılık problemini çözmek amacıyla, ilk defa Ivoclar firması tarafından lityum disilikat parçacıkları cam seramik yapıya eklenmiştir ve IPS Empress II sistemi tanıtılmıştır. Kayıp mum (lost wax press) tekniği kullanılarak üretime imkan veren bu sistem tek diş ve anterior 3 üye sabit bölümlü restorasyon endikasyonlarında kullanılabilir (26, 27). Bu seramik sistemi ile ilgili çalışmalara bakıldığında ise bir heterojenite söz konusudur. Esquivel-Upshaw ve ark. (28) sabit bölümlü protezlerde 2 yıl sonunda sağ kalım oranını %93 olarak belirtirken; Marquardt ve ark. (29) 5 yıllık takipte sağ kalım oranını tek diş restorasyonlarda %100, 3 üye sabit bölümlü restorasyonlarda ise %70 olarak rapor etmiştir. 2017 yılında yapılmış güncel bir çalışmada ise; lityum disilikat cam seramik sistemi (IPS Empress II) 10 yıl takip edilmiş ve diş destekli restorasyonlarda sağ kalım oranı %86.1 ve implant destekli tek diş restorasyonlarda %93.8 bulunmuş iken; diş destekli sabit bölümlü protezlerde %51.9 gibi düşük bir sağ kalım oranı sergilemiştir (30).

IPS Empress II sistemindeki eksiklikler nedeni ile ikinci nesil lityum disilikat cam seramik (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) dental marketteki yerini 2001 yılında almıştır. Yeni formülde mikro yapı daha küçük boyutlarda (nano) ancak daha fazla miktarda lityum disilikat kristalleri içermektedir (yaklaşık %70). Bu sayede cam seramik materyalde optik ve mekanik özellikler geliştirilmiştir (28). 2015 yılında yapılmış iki çalışmadan; Toman ve ark. (31)'na göre uzun dönem takipli anterior ve posterior tam seramik kronların 9 yıllık takiplerinde sağ kalım oranı %87.1 olarak rapor edilirken; Simeone ve ark. (32)'na göre ise, anterior ve posterior tek diş restorasyonlarda 11 yıllık takip sonucu sağ kalım oranı %98.2 olarak belirlenmiştir.

2000'li yıllarda CAD/CAM sistemindeki ilerlemeler ve kullanımındaki artışla birlikte, lityum disilikat cam seramiklerin CAD/CAM sistemine uygun formları üretilmeye başlanmıştır. 2005 yılında bu amaçla Ivoclar firması tarafından IPS e.max CAD bloklar kullanıma sunulmuştur (33). Yaklaşık 360 MPa'lık bir bükülme dayanımı (flexural strength) ve 2.0 MPa.m^{1/2} kırılma dayanımı (fracture toughness) gösteren ve monolitik olarak üretilen bu materyal, önceki nesil lityum disilikat sistemlere göre üstün kırılma dayanımı gösterdiklerinden; anterior ve posterior tek diş ve anterior 3 üyeli sabit bölümlü restorasyonlarda güvenle kullanılabilir hale gelmiştir (34, 35).

Günümüzde diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte seramik yapıyı güçlendirmek amacıyla materyale en son eklenen bileşenlerden biri de zirkonyadır (36). 2000'li yılların başlarında özellikle posterior sabit bölümlü protezlerde kullanılması amacıyla, cam infiltre alüminaya %35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmiştir. Geliştirilen bu yeni materyal (In-Ceram Zirconia) başlangıçtaki malzemelere göre daha sert ve dayanıklı olmasına rağmen, estetik özellikleri tatmin edici olmadığından kor materyali olarak kullanıma sunulmuştur (37, 38).

2013 yılında piyasaya sürülen bir diğer güncel materyal, ağırlık olarak %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramiklerdir. İnce partiküllü ve homojen yapısı nedeniyle yük taşıma kapasitesi iyi olmakla birlikte, içeriğinde bulunan cam kristalleri sayesinde estetik açıdan tatminkar bir sonuç sergilemektedir. Bu seramiklere örnek olarak Suprinity (VITA, Zahnfabrick) ve Celtra Duo (Dentsply) verilebilir (39). Yapıya zirkonyum ilavesi ile güçlendirilen Suprinity (VITA, Zahnfabrick) yaklaşık olarak 420 MPa bükülme dayanımı (flexural strength) ve 2.0 MPa.m^{1/2} kırılma dayanımı (fracture toughness) gösterir ve bu özellikler materyali restorasyon üretimi tercihi için güvenilir bir seçenek haline getirir (40).

Kaybedilen diş dokusunun yerine konulacak restoratif materyalin diş ile uyumlu elastisitede olması beklendiğinden, son yıllarda rezin matriks seramikler adı verilen yeni bir tür materyal grubu geliştirilmiştir. İlk olarak 2012 yılında 3M ESPE firması tarafından rezin nanoseramikler adı altında tanıtılan Lava Ultimate piyasaya

sürülmüştür. Sonraki yılda yapıcıca rezin nanoseramiklerden farklı olarak rezin infiltre cam seramikler (RİCS) VITA firması tarafından tanıtılmıştır. Yapısal olarak birbirinden farklı özellikler gösteren her iki materyal de rezin matriks seramiklere örnek olarak verilebilir. Rezin matriks seramikler, kompozitlerin ve seramiklerin özelliklerini bir arada bulunduran yeni malzemelerdir. Rezin matriks seramikler grubunda bulunun rezin infiltre cam seramikler ağırlık olarak %86 oranında seramik ve %14 oranında polimer içerirler (39). Yaklaşık olarak 160 MPa bükülme dayanımı (flexural strength) ve 1.5 MPa.m^{1/2} kırılma dayanımı gösterirler (41). Aşınma özellikleri ve elastisiteleri dentine yakındır (42).

2.3. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik birden fazla metalin, oksijen gibi ametal bir elementle yaptığı bileşimdir ve kristalin yapı sergiler (43). Ana yapıyı oluşturan oksijen atomları matriks olarak görev yaparken, küçük metal atomları oksijen atomları arasına sıkışır. Oksijen ve metal atomları arasındaki bağlar hem iyonik hem kovalent bağ karakterindedir. Bu güçlü bağlar sayesinde seramikler sert, stabil, yüksek elastisite modülüne sahip, sıcağa ve kimyasal maddelere dirençli olurlar. Öte yandan aynı yapı seramiğe kırılğan özellik de kazandırır (23, 44).

Alümina silikat esaslı dental seramikler %75-80 feldspar, %12-22 kuartz ve %3-5 oranında kaolinden meydana gelirler (44, 45). Feldspar, potasyum alumina silikat ($K_2OAl_2O_2 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$)'ın karışımından meydana gelir. Doğal feldspar hiçbir zaman saf değildir ve değişen oranlarda soda (Na_2O) ve potas (K_2O) içermektedir. Soda içeren formu porselenin ergime derecesini düşürürken, potas içeren formu erimiş cam yapının viskozitesini artırır. Feldspar dental seramiklere saydamlık özelliğini veren maddedir. Fırınlama esnasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarıp, yapının ince detaylarının deforme olmadan korunmasını sağlar (19, 45).

Kuartz (Silika- SiO_2) porselen yapısı içinde doldurucu olarak görev yapar ve dayanıklılığı artırır. Fırınlama süresince yapısı değişmediğinden porselen kütlelerinin yüksek ısıda stabilizasyonunu sağlar (45).

Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) kitleyi bir arada tutma özelliği olan bir hidrate alümina silikattır. Bu sayede seramik işlenebilirlik özelliği kazanır. Opak bir yapısı olduğundan ve yüksek ısılardaki büzülmesi sebebiyle yapıya çok az miktarda ilave edilir (25).

Dental seramiklerin yapısına bu üç ana madde dışında ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, opaklık veya parlaklık özelliği veren maddeler de eklenebilmektedir (46, 47).

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Literatürde çok farklı sınıflandırma bulunmasına rağmen Conrad ve ark. (48), Robert Kelly (49) ve güncel olarak da Gracis ve ark. (16) yapmış oldukları sınıflandırmalar en sık tercih edilen sınıflandırma yöntemleridir.

Conrad ve ark. göre seramikler 3 ana başlık altında toplanabilir (48).

I. Cam Seramikler

a. Lösit ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optimal Pressable Ceramic /Optec OPC (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn)

- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein)

b. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

c. Feldspatik seramikler

- Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- Vita TriLuxe Bloc (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- Vitablocks Esthetic Line (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

II. Alümina Esaslı Seramikler

- a. In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- b. In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- c. In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- d. Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoom, Netherlands)
- e. Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweeden)

III. Zirkonya Esaslı Seramikler

- a. Lava Sistemi (3EM ESPE, St. Paul, Minn)
- b. Cercon Sistemi (Dentsply DeguDent, Germany)
- c. DC Zirkon Sistemi (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)
- d. Denzir Sistemi (Decim AB, Skelleftea, Sweeden)
- e. Celay Sistemi (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, Switzerland)
- f. Cerec In Lab Sistemi (Sirona Bensheim, Germany)
- g. Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)
- h. Zeno Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)

i. Zirkonzahn Sistemi (Steger, Ahrntal, Italy)

Bir diğler sınıflandırma seçeneğini sunan Robert Kelly seramikleri 3 ana başlık altında incelemiştir (49, 50):

I. Ağırıklı Olarak Cam İçerenler: Yüksek cam içeriğinden dolayı mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi taklit eden dental seramiklerdir. Üreticiler, opalesans, renk ve opaklık gibi optik efektleri kontrol etmek için küçük miktarlarda doldurucu partikülleri kullanırlar (51).

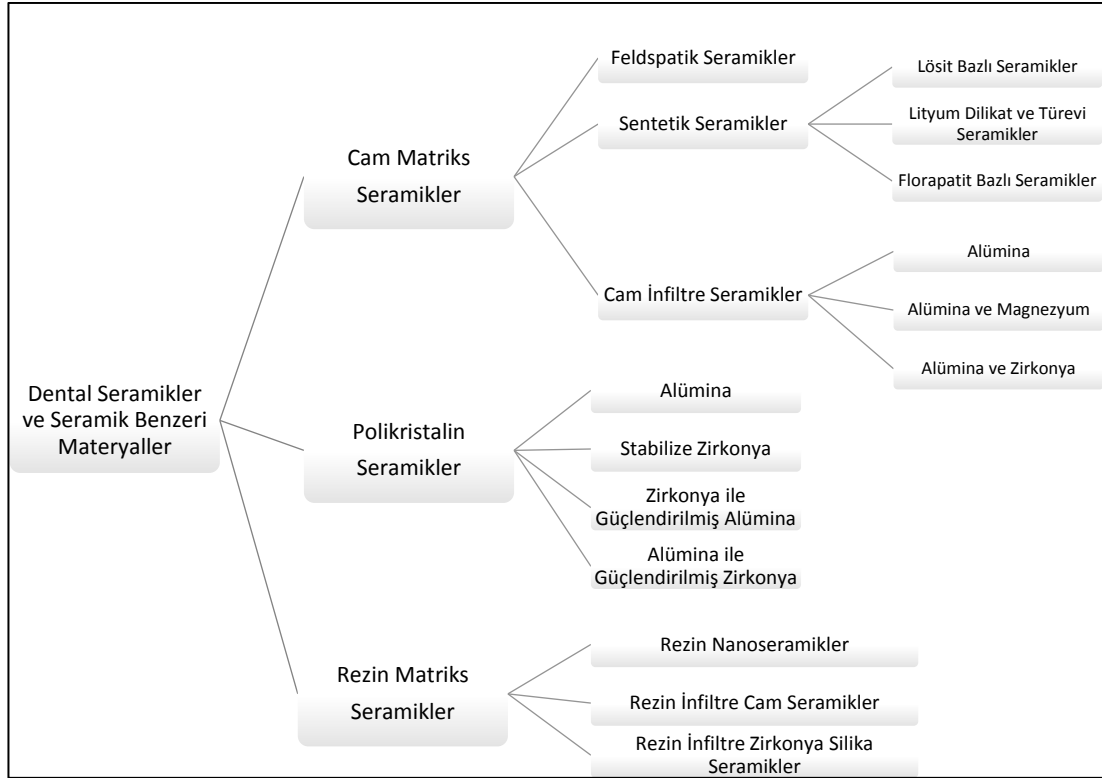
II. Partikül Doldurucu Camlar: Dental seramiğin dayanıklılık, termal genişleme ve büzülme gibi mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla cam kompozisyonu içerisine doldurucu partiküller eklenmiştir. Bu partiküller üretim esnasında toz partikülleri şeklinde mekanik olarak ilave edilebileceği gibi ısısız işlemlerle ve özel çekirdekleme yöntemiyle de eklenebilir. Bu malzemeler cam seramikler olarak da adlandırılabilir (49). İlk başarılı güçlendirilmiş yapı 1965 yılında feldspatik yapıya alüminyum oksit eklenerek elde edilmiştir. (Vita in Ceram Alümina) (9, 19). Günümüzde ise genellikle alüminyum oksit, lösit, lityum disilikat eklenmektedir. Bu partiküller yapıyı güçlendirir ve çatlak- kırık oluşumunu engeller (50).

III. Polikristalin Seramikler: Polikristalin seramiklerde camsı yapı bulunmaz ve tüm atomlar düzenli olarak birleşmiştir. Bu durum camsı yapıdaki seramiklere göre kırık-çatlak oluşumunu daha fazla önler (19, 25, 50). Camsı seramiklere göre daha dayanıklı olduklarından üretim aşamaları daha zordur. Ancak CAD/CAM sistemleri ile üretilmeye başlandıktan sonra üretim aşamaları kolaylaşmıştır. Normal boyutlarından daha büyük kazınırlar ki, bu sayede fırınlama esnasındaki büzülme oranı tolere edilebilir (Procera, Cercon). Opak olma özelliklerinden dolayı bu estetik sorunun önüne geçebilmek için genellikle tek başlarına kullanılmaktan ziyade, cam seramikler ile tabakalanarak kullanımları önerilir (50).

2015 yılında yapılmış en güncel sınıflandırma Gracis ve ark. (16) yapmış oldukları sınıflandırmadır ve 3 ana başlık altında seramik ve seramik benzeri materyaller incelenmektedir (Tablo 2.4.1.):

- i. Cam matriks seramikler
- ii. Polikristalin seramikler
- iii. Rezin matriks seramikler

Tablo 2.1. Gracıs ve ark. (16)'nın yapmış olduğu sınıflandırmanın şematik görünümü



2.4.1. Cam Matriks Seramikler

Camsı faz içeren metal olmayan inorganik seramik olarak adlandırılırlar.

2.4.1.1. Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel seramik grubu, kil/kaolin (hidrate alüminosilikat), kuartz (silika) ve feldspar (potasyum ve sodyum alüminosilikatların karışımı) içeren üçlü bir malzeme sistemine dayanır. Cam içeriğinden dolayı asitle pürüzlendirilebilme ve adeziv simantasyon yapılabilme özelliğine sahip olduğu gibi, mükemmel polisajlanabilme kabiliyeti vardır. Bu da restorasyonun uzun dönem başarısını olumlu etkiler. Materyal dayanıklılığı polisaj sonrası 130 MPa, glaze sonrası 160 MPa'dır (4). Bu seramik sınıfı hala metal veya seramik altyapı üzerine veneering (tabakalama)

materyali olarak kullanılmakla birlikte, diş üstü estetik adeziv restorasyonlarda (laminate veneer) tercih edilmektedir. Örnek olarak IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vident verilebilir (16).

2.4.1.2. Sentetik Seramikler

a) Lösit Bazlı Seramikler: Camsı yapıya eklenen lösit 10-20 µm boyutlarında bir kristaldir. Bu kristal materyalin dayanıklılık kabiliyetini arttırmakla birlikte çatlak oluşumu ve büyümesini engeller. Ayrıca bu kristaller materyalin kırılma (fracture strength) ve bükülme dayanımını (flexural strength) artırır (52, 53). Örnek olarak IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake verilebilir (16).

b) Lityum Disilikat ve Türevi Seramikler: Cam seramikler, camın temel kristalizasyon yapısının korunması yoluyla üretilmiş polikristalin materyallerdir. Camın temel kristal yapısının korunması süreci, seramiklerin optik ve mekanik özelliklerinin korunabilmesi için kritiktir (54). Lityum disilikat cam seramiklerde birinci kristal faz olan lityum disilikat seramik hacminin yaklaşık %70'ini oluşturur. İğneye benzeyen lityum disilikat kristalleri (3-6 µm), lityum ortofosfat (Li₃PO₄) camsı matrikse entegre olurlar. Lityum disilikat kristalleri yüzeylerinde, bir önceki kristal yığılım alanını gösteren çoklu boşluklar da (0.1- 0.3 µm) bulundurulur (35, 55). Bu kristaller rastgele biraya gelerek bir ağ oluşturur ve materyalin dayanıklılığını arttırmırlar(56, 57). Örnek olarak 3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply; İnitia LiSi Press, GC verilebilir (16).

Lityum disilikat cam seramiklere örnek olan IPS e.max CAD ve IPS e.max Press kimyasal içerik olarak birbirleri ile özdeştir. Fakat, lityum disilikat kristal büyüklüklerinin farklı olmasından ötürü, mikroyapıları biraz farklıdır. Bu seramiklerin; preslenebilir versiyonu (IPS e.max Press) 7µm ve daha büyük kristaller içerirken, CAD versiyonu yaklaşık 1.5 µm büyüklüğünde ince grenli lityum disilikat kristalleri içerir (57). IPS e.max CAD daha homojen olmakla birlikte, kristaller matriks

içerisinde daha yoğundur (35).

Kristalize lityum disilikat CAD blokların hastabaşı frezeleme ünitelerinde frezelenmesi zor olduğundan; bir ara materyal olan, lityum metasilikat cam seramik geliştirilmiştir (57, 58). Bu parsiyel kristallenme gösteren IPS e.max CAD bloklar mavimsi renktedir. Yaklaşık olarak materyal hacminin %40' ını oluşturan lityum metasilikat; camsı faz içine gömülmüş, nanokristalin matriks içerisindeki, kristal büyüklüğü 0.2 ile 1 μm arasında değişen trombosit şekilli kristallerdir (35). Bu metasilikat stabil faz, materyalin kolay ve rahat bir şekilde frezelenmesine olanak verir. Çünkü kristalizasyonu tamamlanmış lityum disilikat yapı çok serttir ve bu şekilde gerçekleştirilen üretim, frezeleme esnasında restorasyon marjinde kırık görülme riskini arttırır (35, 58, 59).

Lityum metasilikat blok frezelemeden sonra 850°C'ye ısıtılır ve lityum metasilikat cam seramiğin, lityum disilikat cam seramiğe dönüşümü tamamlanır(33). Kristalizasyondan sonra, 360±60 MPa dayanım ve 2 MPa.m^{1/2} sertlik göstererek, restorasyon diş rengine dönüşür (57). Dönüşüm esnasında %0.2-%0.3 bir büzülme meydana gelir ki bu durum zirkonyum oksitin sinterlenmesi esnasında meydana gelen %30' luk büzülmeye kıyasla göz ardı edilebilir bir orandır. Sonuç olarak; bu durum mükemmel estetik, kimyasal stabilite ve mekanik özelliklerle sonuçlanır (33). IPS e.max CAD ile yapılmış çalışmalara bakıldığında doğru endikasyonda başarılı restorasyonlar elde edildiği rapor edilmiştir (60-62).

Lityum disilikat ve türevleri grubunun bir başka üyesi olarak zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikler (ZLS) verilebilir (16). Cam seramik yapının ağırlıkça %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmesi ile zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikler seramikler üretilmiştir. 2013 yılında dental markette yerini alan bu yeni materyalin en önemli özelliği ince partiküllü ve homojen yapıda bulunmasından ötürü mekanik direncinin yüksek olmasıdır. Bununla birlikte içeriğindeki camsı yapıdan ötürü tatmin edici estetik özelliklere sahiptir (39, 63). Ayrıca içeriğinde cam partiküllerinin zirkonyadan daha fazla oranda bulunması sebebiyle, asitlenmeye ve silanlanmaya izin verirler. Bu durum polikristalin seramiklerde görülen bağlanma probleminin aksine mükemmel adeziv bir bağlantıyla sonuçlanır (64). Bu grup

seramiklere örnek olarak Suprinity, Vita ve Celtra Duo, Dentsply verilebilir (39). Vita Suprinity 3 nokta bükülme dayanımı testlerinde (3-points flexural strength) yaklaşık olarak 420 MPa dayanıklılık göstermiş olup, bu durum bu materyalin inley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölge diş üstü ve implant üstü kronlarda güvenilir endikasyonlarda kullanımına olanak sağlamıştır (65)

c) Florapatit Bazlı Seramikler: Cam seramik yapının hacimce %55 oranında florapatit kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) ile güçlendirilmesiyle elde edilen dökülebilir cam seramikleridir (19). Genellikle polikristalin seramikler üzerine tabakalama seramiği olarak kullanılırlar. Örnek olarak IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent örnek olarak verilebilir (16). Fiziksel ve optik özelliklerinin iyi olmaması nedeni ile günümüzde pek tercih edilmezler.

2.4.1.3. Cam İnfiltre Seramikler

a) Alümina: 1989 yılında tanıtılan ilk cam infiltre seramik olan In-Ceram Alümina, “*slip casting*” tekniğini kullanarak üretilmiştir. Bu teknikte, refraktör day üzerine ağırlıkça %70-80 oranında alüminyum oksit içeren karışım uygulanır ve 1120 °C’de 10 saat fırınlanır. Bu şekilde su kapiller basınçla daya geçer ve alümina partikülleri ise day üzerinde kalır. Opaşitesinden dolayı tabakalama seramiği uygulanmasını gerektirir (16, 66).

b) Alümina ve Magnezyum: Bu grubun tek örneği In-Ceram Spinell’dir. 1994 yılında geliştirilen bu seramik sistemi In-Ceram Alümina ile aynı üretici tarafından üretilmiştir. Bu sistemden farklı olarak cam, sentetik olarak üretilmiş gözenekli magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) çekirdeğine infiltre olmuştur (16).

c) Alümina ve Zirkonya: In-Ceram Zirconia seramik yapıyı güçlendirmek amacıyla alümina yapıya parsiyel stabilize zirkonyum oksitin eklemesi ile In-Ceram Alümina sistemin modifikasyonu olarak üretilmiştir. Üretici firmaya göre yapı %62 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) içerirken, %20 oranında zirkonyum oksit (Zr_2O) içerir (16).

Cam infiltre seramikler grubu CAD/CAM sistemleri ve lityum disilikat ve zirkonya seramiklerin gelişimi ve kullanımında artışa bağlı olarak azalmıştır (16).

2.4.2. Polikristalin Seramikler

Bu grup seramiklerin en belirgin özelliği yüksek mukavemet (strength) ve kırılma dayanımına (fracture toughness) rağmen limitli translüsens özelliğe sahip olmasıdır. Buna ek olarak camsı fazın bulunmaması sebebiyle asitlenmesinin zor olması ya da uzun asitleme süresi gerektirmesidir (67).

Alümina:

Bu grupta bulunan seramikler yüksek saflıkta (%99.5) alüminyum oksitten (Al_2O_3) oluşmaktadır. Nobel Biocare tarafından 1990'ların ortalarında CAD / CAM ile imalat için temel bir malzeme olarak tanıtılmıştır. Yüksek sertliğe (Hardness=17-20 GPa) ve nispeten yüksek mukavemete (strength) sahiptir. Tüm dental seramikler içerisinde en yüksek değerde elastik modüle sahip olduğundan ($E=300$ GPa), bu durum yapıda kütleli kırıklara karşı kırılma göstermesine sebep olmuştur (58, 68, 69). Örnek olarak Procera AllCeram, Nobel Biocare verilebilir (16).

Stabilize Zirkonya:

0,4 μ m boyutundaki taneciklerin düzenli dizilimiyle oluşan zirkonya kristal fazdadır ve camsı faz içermez. Bu sebeple oldukça serttir. Yapısında bulunan kristaller, monoklinik (oda ısı-1170°C), tetragonal (1170°C-2370°C) ve kübik (2370°C-2680°C) olmak üzere 3 fazda bulunabilir. Bu fazlar arasındaki geçişler hacimsel değişikliklere yol açar. Örneğin tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken %3-5'lik bir hacim artışı görülür (6, 70).

Monoklinik faz stabil bir faz olmadığından, oda sıcaklığında bu fazın stabilitesinin sağlanabilmesi amacıyla içerisine metal oksitler ilave edilir ve bunlardan en sık kullanılanı yitriumdur. Yitrium oksitin zirkonyanın yapısına katılmasıyla oda sıcaklığında tetragonal fazda yitrium ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya (Y-

TZP) elde edilir. Bu sayede zirkonyanın mekanik özellikleri de geliştirilmiştir. Kırılma dayanımı (fracture toughness) 5-10 MPa iken, bükülme dayanımı (flexural strength) 900-1400 MPa civarındadır (71-74).

Y-TZP, gerilim stresleri, aşındırma, sinterizasyon sonrası soğuma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlakın başlangıç aşamasında, tetragonal fazdan monoklinik faza geri dönmekte ve hacminde %3-5' lik bir artış olmaktadır. Hacim artışı çatlak etrafında sıkıştırıcı kuvvetler oluşturmakta ve bu sayede dış stresler nötralize edilmektedir. Böylece çatlakın ilerlemesi durdurulmuş olur ve bu fiziksel özellik ise “transformasyon sertleşmesi” olarak adlandırılır (37, 38, 75, 76).

Zirkonya bloklar ile günümüzde 2 şekilde restorasyon üretilebilmektedir. İlk yöntem tam sinterlenmiş blokların CAD/CAM kullanılarak son boyutta üretim yapmasıdır. Bu yöntemle materyalde herhangi bir hacimsel değişim görülmediğinden restorasyon uyumu çok iyi olmasına karşın, materyal sert olduğundan freze cihazlarında kazıma işlemi zor yapılmakta ve uzun sürmektedir. Ayrıca materyal sertliğinden kaynaklı üretim esnasında özellikle restorasyon marjinde kırıklar meydana gelebilmektedir. İkinci yöntem ise yarı sinterize bloklar kullanılarak, restorasyonun nihai hacminden %25 daha büyük bir restorasyon üretilmesidir. Bu yöntemle kazıma işlemi daha kolay yapılmakta, cihaza minimum zarar verilmekte ve restorasyon marjin kırıkları azalmaktadır. Fakat nihai restorasyondan daha büyük kazınan blokların sinterlenmesi esnasında meydana gelen büzülme ile restorasyon hacminde azalma görülüp, restorasyon uyumunda sorunlar çıkabilir. Her iki yöntemin avantaj ve dezavantajları göz önüne alındığında günümüzde daha çok yarı sinterize bloklarla üretim yapılmaktadır (71, 75, 77).

Zirkonya gelişmiş mekanik özellikleri dolayısı ile inley, onley, kron, köprü, post-core, implant dayanağı hatta implant materyali gibi çok geniş bir aralıkta endikasyona sahiptir (6, 78). Bu grupta kullanılan materyallere örnek olarak Nobel Procera Zirconia, Nobel Biocare; Lava/Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; Prettau Zirconia, Zirkozahn; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland sistemleri verilebilir.

Zirkonya ilk üretildiği günden bu yana seramikle tabakalanacak bir protez altyapı malzemesi olarak kullanılmasına rağmen, günümüzde zirkonyadan monolitik restorasyonların üretimine olanak sağlanmıştır. İnfiltrasyon ile renklendirilmiş monokromatik üniform bir malzeme olarak kullanıma hazır blok ve diskler mevcuttur. Bununla birlikte; dentinden mineye renk değişimlerini taklit etmek için üretilen polikromatik CAD/CAM blok ve disklerin kullanımında da artan bir eğilim bulunmaktadır (Ör. Katana Zirconia ML, Kuraray). Ayrıca üretici firmalar, zirkonyanın yüksek opak özelliğinin aksine artan translüsens özellikte üretime imkan sağlamışlardır (Ör. Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirconia; and Zirlux FC2) (16).

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya:

Zirkonya genel olarak tetragonal fazda kısmen stabilize olduğundan ve alümina orta derecede bir dayanıklılık (toughness) sergilediğinden, alumina-zirkonya (zirkonya-toughened alumina [ZTA]) ve zirkonya-alümina (alümina-toughened zirkonya [ATZ]) karışım şeklinde üretime bir eğilim vardır. Karışım içerisindeki zirkonya veya alüminanın yüzdesi ayarlanabilir ve talebe veya üreticinin manipülasyonuna göre değiştirilebilir. Sınıflandırma yapabilmek amacıyla, ZTA'da ağırlıkça %50'den fazla alümina, ATZ'de ise ağırlıkça %50'den fazla zirkonya bulunmalıdır (16). Bu kompozit malzemeler Y-TZP ile kıyaslandığında, düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı daha fazla direnç, yüksek mukavemet (strength) ve daha fazla kırılma dayanımı (fracture toughness) göstermektedir (79, 80).

2.4.3. Rezin-Matriks Seramikler

Bu kategori seramik parçacıklarla yüksek oranda doldurulmuş organik bir matrise sahip malzemelerden oluşmaktadır. Geleneksel bir seramik tanımı düşünüldüğünde, organik bir matriksin varlığı teorik olarak bu grubu seramik sınıflandırmalarının dışında tutar (16, 44). Ancak 2013 yılında ADA Dış Prosedürleri ve Adlandırma Kodu'nun (ADA (American Dental Assosiation) Code on Dental Procedures and Nomenclature) seramik tanımına göre; seramikler "ağırlıklı olarak

inorganik refrakter bileşikleri içeren (porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler dahil) preslenmiş, kırmızı, cilalanmış veya öğütülmüş malzemeler” olarak adlandırılırlar (81). Bu tanıma göre bu grupta anlatılan seramikler seramik sınıflandırmasına dahil edilebilir çünkü daha az baskın bir organik fazın (polimer) varlığına bakılmaksızın baskın olarak (ağırlıkça>%50) refrakter inorganik bileşiklerden oluşurlar (82, 83) .

Bununla birlikte, tanımla ilgili tartışmalara rağmen, üreticilerin rezin-matriks seramik materyalleri geliştirme mantığı (16);

- Geleneksel seramiklere kıyasla dentin elastisite modülüne daha yakın bir malzeme elde etmek
- Cam-matriks seramikleri (Örn. Sentetik seramikler ailesinin lityum disilikat grubu) veya polikristalin seramiklerden daha kolay frezelenip üretilen bir malzeme geliştirmek
- Herhangi bir komplikasyon meydana geldiğinde kompozit rezinle tamir veya modifikasyonu kolaylaştırmaktır.

Rezin matriks seramiklerin üretiminde 2 adım vardır. İlk adımda pöroz yapıda feldspatik seramik üretilir ardından bu yapı rezin ile doyurulur. Son olarak da rezin polimerize edilir ve materyal son halini almış olur (84).

Rezin matriks seramik bileşimi büyük ölçüde değişir, ancak CAD / CAM için özel olarak formüle edilmiştir. Rezin-matriks seramik materyalleri, inorganik kompozisyonlarına göre birkaç alt gruba ayrılabilir (16).

Rezin Nanoseramikler:

2012 yılında piyasaya sürülen Lava Ultimate, 3M ESPE bu grubun tek örneğidir. Ağırlıkça yaklaşık %80 oranında nano seramik partikülleri ile doldurulmuş yüksek derecede sertleştirilmiş rezin matriksinden oluşur. Ayrık silika nano

partiküllerin (20 nm çapında), zirkonya nano parçacıkların (4-11 nm çapında) ve zirkonya-silika nano taneciklerinin (nanopartiküllerin bağlı olduğu kümeler) kombinasyonu, doldurucu partiküller arası boşluklarını azaltır ve bu yüksek nano seramik içeriği oluşturur (82).

Rezin İnfiltre Cam Seramikler (RİCS):

2013 yılında dental markette yerini alan Enamic, Vita bu gruba örnektir. Tipik olarak bir feldspatik seramik ağı (ağırlıkça %86 / hacimce %75) ve bir polimer ağından (ağırlıkça %14 / hacimce %25) oluşan gruptur. Seramik parçanın spesifik bileşimi ise; %58-63 silisyum dioksit (SiO_2), %20-23 alüminyum oksit (Al_2O_3), %9-11 sodyum oksit (Na_2O), %4-6 potasyum oksit (K_2O), %0.5-2 bor oksit (B_2O_3), %1'den az zirkonyum oksit (Zr_2O) ve kalsiyum oksitten (CaO) oluşmaktadır. Uretan dimetkrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'tan da polimer yapı oluşmaktadır (83, 85, 86). Üretici bu grubu hibrit seramikler olarak adlandırmaktadır (83).

Rezin İnfiltre Zirkonya-Silika Seramikler:

Shofu Block HC, Shofu ve MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE bu gruba örnektir. Shofu Block HC, Shofu; farklı organik matrislere (UDMA, TEGDMA) ve ağırlıkça %60 oranında inorganik kompozisyona (silika tozu, zirkonyum silikat, pigmentler vs.) sahiptir (87). MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE ise, bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA ve patentli bir üçlü başlatıcı sisteminin bir polimerik matriksine gömülü %85 zirkonya-silika seramik parçacıklarından (0.6 μm) oluşan kompozittir (88).

Rezin matriks seramiklerin inley, onley, veneer gibi bölümlü restorasyonların yanı sıra tek tam kron endikasyonu da bulunmaktadır (14, 83). Güncel bir materyal olması nedeniyle hakkında henüz yeterli çalışma olmamakla birlikte, yapılmış sınırlı sayıdaki çalışma klinik olarak uygulanabilir olduğunu göstermiştir (89, 90).

2.5. Cam Seramiklerin Avantajları

Tam seramik restorasyonlar 2 tabakalı (vener) yapı şeklinde üretileceği gibi tek tabakalı (monolitik) olarak da üretime imkan verebilmektedir. Hangi bölgede hangi üretim tipinin kullanılacağı ise restore edilecek bölge, dişsiz alanın uzunluğu ya da hasta faktörü gibi sebeplere bağlı olarak karar verilebilir (2, 91-93).

- Dokular ile biyolojik olarak uyumludurlar.
- Diş etinde irritasyon ya da renklenmeye sebep olmazlar.
- Sıkışma (compression) kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar.
- Renk ve boyut olarak stabildirler.
- İyon salınımı ve elektrolitik korozyona sebep olmazlar.
- Işığı geçirme özelliklerinden dolayı doğal diş yapısına benzerler ve estetiklerler.
- Doğal diş dokusuna benzer ısıl genişleme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler.
- Aşınmaya karşı dirençlidirler.
- Çoğunlukla radyografik çürük teşhisine imkan sağlarlar (19, 47, 48, 75, 94, 95).

2.6. Cam Seramiklerin Dezavantajları

- Kırılma dayanımları (fracture toughness) düşüktür.
- Gerilme (tension) tipi kuvvetlere karşı dirençleri düşüktür.
- Yapımları için özel alet ve malzeme gerektirirler.
- Diş preparasyonu, ölçü alımı, restorasyonun hazırlanması ve simantasyon gibi tüm aşamalar özen ve titizlik gerektirir.

- Her sistem arka bölge dişlerinde köprü yapımına uygun değildir (19, 47, 48, 75, 94, 95).

2.7. Cam Seramiklerin Endikasyonları

- Estetiğin önem kazandığı tüm anterior bölge dişleri,
- Travma veya çürük nedeniyle doku kaybı görülen dişler,
- Şekil bozukluğuna sahip dişler,
- Diastema ve yerleşim bozukluğu olan dişler,
- Doğumsal veya kazanılmış diş eksikliklerinde,
- Renklenmiş dişler,
- Abrazyon, atrizyon ve erozyon sonucu aşınmış dişler,
- Sınıf 1,2,3,4,5 kavitelere,
- Metal alerjisi olan hastalar (19, 47, 48, 75, 94, 95).

2.8. Cam Seramiklerin Kontraendikasyonları

- Klinik kron boyu kısa olan dişler,
- Derin kapanışa sahip bireyler,
- Kapanışın uygun olmadığı vakalar,
- Preparasyon sonrası interokluzal aralığın 1-2 mm'den az olacağı vakalar,
- Bruksizm (19, 47, 48, 75, 94, 95).

2.9. CAD/CAM Sistemi

CAD/CAM ‘Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin baş harflerinden meydana gelmiş bir kısaltmadır ve ‘Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim’ anlamına gelmektedir. Ağız içi (direk) ya da model üzerinde (indirek) taramaya imkan veren üç boyutlu yüzey tarayıcı, restorasyonun modellemesini yapan bilgisayar ünitesi ve restorasyonun üretiminin yapıldığı freze cihazından oluşun bir sistemdir (39, 96).

İlk dental CAD/CAM sistemi 1971 yılında Duret tarafından geliştirilmiştir ve 1984 yılında Sopha Bioconcept Sistemi olarak piyasada yer almıştır. Ancak pahalı ve kompleks olması nedeniyle başarı sağlayamamıştır (96).

1980’li yıllarda Mörmann ve Brandestini optik tarayıcı kullanılarak preperasyonun taranması ve ayrı bir freze ünitesi ile restorasyon üretme fikrini geliştirmişlerdir (96, 97). Geliştirdikleri bu sistem günümüzde çok yaygın olarak kullanılan CEREC sisteminin temellerini oluşturmaktadır. 1985 yılında CEREC 1 tanıtılmış onu sırasıyla 1994 yılında CEREC 2, 2000 senesinde de CEREC 3 izlemiştir (97-99).

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 bileşenden oluşur:

- Tarayıcı (scanner)
- Dizayn yazılımı (software)
- Üretim cihazları (hardware)

Tarayıcı, çene ve diş yapılarını üç boyutlu ve dijital olarak sisteme aktaran parçadır. Aktarılan görüntüler üzerinde üç boyutlu tasarımın ve planlamanın yapıldığı parça dizayn yazılımıdır. Bu sayede kron ve sabit bölümlü protez alt yapıları, anatomik kron, bölümlü kron, inley, onley, adeziv sabit bölümlü protez ve teleskop primer kron tasarımları yapılabilir. Sistemin son bileşeni ise üretim cihazlarıdır. Restorasyonun istenilen malzemedden frezelenip üretilmesini sağlayan cihazlardır (100).

Diş hekimliğinde CAD/CAM ile restorasyon üretimi 3 şekilde gerçekleşebilir. Birincisi '*chairside*' yani hasta başı üretimdir. Laboratuvar işlemlerine gerek kalmadan, hekim hastanın ölçüsünü optik tarayıcı ile alır, tasarımı yapar ve freze cihazında restorasyon üretilir. Son derece zaman kazandırıcı bir yöntemdir. İkinci yöntem laboratuvarda üretimdir. Bu şekilde hekim konvansiyonel yöntemle hastadan ölçü alır, ölçü laboratuvar gider ve model üretilir. Sonrasında bu model laboratuvar tarayıcıları ile taranarak dijital ortama aktarılır ve tasarım teknisyen tarafından yapılır. Üretim aynı hasta başı üretimdeki gibi freze cihazları ile yapılır. Üçüncü yöntem ise merkezi üretimdir. Modellerin görüntülenmesi üretim merkezine bağlı bir laboratuvarda gerçekleştirilir ve elde edilen kayıtlar internet aracılığı ile restorasyonun üretileceği merkeze gönderilir (100, 101).

Direk dijital iş akışının avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Konvansiyonel laboratuvar aşamaları ortadan kalktığı için işlem tek randevuda tamamlanabilir ve bu sayede hasta tekrarlayan anesteziye maruz kalmaz.
- Fazladan laboratuvar masrafı yoktur.
- İşlem tek seansta tamamlandığından geçici restorasyon ve model elde etmek gerekmez.
- Ölçü alınma aşamasından, restorasyon üretimine kadar her aşama çok hassas gerçekleştiğinden yapılan restorasyonun uyum ve kalitesi oldukça tatmin edicidir.
- Tüm kayıtlar dijital ortamda arşivlenebilir (96, 102, 103).

Sistemin dezavantajları ise;

- Sistem oldukça pahalıdır ve kullanımı için özel eğitim ve tecrübe gerekir.
- Subgingival alanda optik tarama zorlayıcıdır.
- Monokromatik bloklar ile istenilen estetiği sağlamak güç olabilir.

- Restorasyonun uyumu ve polisajlanması geleneksel yöntemle göre daha fazla zaman alabilir (96, 103).

2.10. Simantasyon

Diş hekimliğinde sabit protetik restorasyonların iç yüzeyi ile dış yüzeyi arasında bir boşluğun meydana gelmesi kaçınılmazdır. Bu boşluk, preperasyon, ölçü yöntemi ya da restoratif materyalin özellikleri gibi özelliklerden etkilenir ve boşluğun miktarı değişebilir (104). Simantasyon ise; dış yüzeyi ile restorasyon iç yüzeyi arasındaki bu boşluğu kapatmak ve iki yüzey arasında bir bağlantı oluşturmak amacıyla uygulanan işlemdir (105). Uygulanan restorasyonun başarısında simanın rolü kritiktir. Çünkü restorasyonun retansiyonu, marjinal sızdırmazlığı ve devamlılığı siman ile yakından ilgilidir (106, 107).

İdeal bir siman ise şu özellikleri taşımaktadır:

- Film kalınlığı en fazla 25 µm olmalıdır.
- Sertleşme süresi mümkün olduğunca kısa olması gerekirken bununla birlikte yeterli çalışma zamanı olmalıdır.
- Baskı direnci en az 30-70 MPa olmalıdır.
- Çekme direnci geleneksel simanlarda en az 2 MPa olması gerekirken, adeziv simanlarda 40 MPa olmalıdır.
- Pulpada reaksiyona sebep olmadığı gibi ağız içi dokulara da toksik etkisi olmamalıdır.
- Ağız ortamında çözünürlüğü az olmalıdır.
- Dentine iyi bağlanma göstermelidir.
- Dentinden radyopak olmalıdır.
- Siman artıkları kolay temizlenebilmelidir (105, 106, 108).

Simantasyon sınıflandırması ile literatürde farklı görüşler varken Donovan ve ark. (109) iki başlık altında toplamışlardır:

I. Geleneksel simantasyon

- Çinko fosfat siman
- Polikarboksilat siman
- Cam iyonomer siman

II. Adeziv simantasyon

- Rezin siman
- Rezin-modifiye cam iyonomer siman

Tam seramik sistemlerin simantasyonunda sıklıkla tercih edilen simantasyon çeşidi adeziv simantasyondur ve diş ile restorasyon arasında adezyon sağlayan simantasyondur (105).

Yapısında esas olarak, metil metakrilat (MMA), Bis-GMA dimetakrilat veya üretilen dimetakrilat (UDMA) bulunan rezin simanlar, ağırlıkça %20-80 oranında kolloidal silika ya da baryum cam doldurucu içermektedirler. İçerik olarak kompozit olarak adlandırılabilen rezin simanlar, düşük vizkoziteleri ve doldurucu içeriklerinin az olması yönüyle kompozitlerden ayrılırlar (110).

Çözünürlüğünün daha düşük olması nedeni ile marjinal sızdırmazlığın geleneksel simanlara göre daha iyi olması, yüksek sıkışma ve gerilme dayanıklılığı, diş dokularına adezyon ve estetik avantajları olarak gösterilebilirken; film kalınlığının fazla olması, pulpal reaksiyona sebep olabilmesi, artık simanın temizlenme zorluğu, teknik hassasiyet gerektirmesi dezavantajları arasındadır (105, 108, 111).

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmasına göre üçe ayrılırlar:

I. Işıklı polimerize (light cure) rezin simanlar: Işık ile aktive olan başlatıcılar içerdiğinden restorasyon kalınlığı ve rengi polimerizasyonu etkiler. Bununla birlikte çalışma süresinin uzun olması ve içeriğinde tersiyer amin bulunmaması sebebiyle renk stabilitesi göstermesi en önemli avantajlarıdır.

II. Kimyasal polimerize (self cure) rezin simanlar: Kimyasal yolla reaksiyon gerçekleştiğinden, metal restorasyonlar ve kanal içi postlar gibi ışıkla polimerizasyonun gerçekleşmesinin zor olduğu durumlarda tercih edilebilirler. Çalışma süresini kontrol etmek mümkün değildir.

III. Hem ışık hem kimyasal polimerize (dual cure) simanlar: Polimerizasyon esas olarak kimyasal yolla gerçekleşirken, yapısında ışıkla aktive olan başlatıcılar kullanılır. Işığın ulaşmasının zor olduğu bölgelerde, kalın ya da opak seramik restorasyon varlığında tercih edilirler (106, 107, 110, 112, 113).

Rezin simantasyon öncesinde diş yüzeyinde ve restorasyon iç yüzeyinde yapılması gereken birtakım hazırlıklar bulunmaktadır. Diş yüzeyinde, mine ve dentinin %30-40 ortofosforik asit ile pürüzlendirilmesi, asit kalıntısı kalmayacak şekilde yüzeyin yıkanması, diş dokusunun nemini koruyacak şekilde kurutulması, firma önerileri doğrultusunda bağlayıcı ajan (primer ve bond) uygulanması yapılırken; restorasyon iç yüzeyinde, zirkonya seramik restorasyonlarda kumlama, silika içerikli restorasyonlarda hidroflorik asit ve silan uygulaması gerekmektedir. Hidroflorik asit uygulaması silika esaslı seramiklerde pürüzlülüğü artırır dolayısı ile yüzey alanı artar ve mikromekanik bağlantı elde edilir. Silan da organik ve inorganik yapılar arası bağlantıyı sağlar yüzeyin ıslanabilirliğini artırır (105).

Kullanılan simantasyon yöntemlerinin ve simanların çeşitliliğine rağmen, hangi durumda ve restorasyonda hangi simanın kullanılacağı restorasyonun başarı veya başarısızlığına etki eden en önemli faktörlerdendir (114, 115).

2.11. Klinik Değerlendirme

2.11.1. Protetik

Bazı restoratif materyaller uzun yıllar boyunca sürekli kullanımda olmasına rağmen, dental restorasyonların sağ kalım oranı ve klinik performansı ile ilgili sınırlı bilimsel veriler mevcuttur. Pek çok araştırmacı, klinik performansın laboratuvar testlerinden doğrudan doğruya tahmin edilemeyeceğinin farkındadır, ancak iyi tanımlanmış klinik performans ölçümlerinin olmaması nedeniyle uygun araştırmalar yapılamamıştır. Bu amaçla alternatif olarak, derecelendirme ölçekleri, hızlı ve ucuz bir şekilde anlamlı klinik bilgi üretme olanağı sunmak üzere geliştirilmiştir (116).

Diş hekimliği araştırmalarında derecelendirme ölçekleri nispeten az olmakla birlikte, dikkatle yapılandırıldıkları için son derece değerli oldukları kanıtlanmıştır. Direk ve indirek olarak uygulanabilen restorasyonların klinik değerlendirilmesi için 1971 yılında, Cvar ve Ryge, beş kriter (renk eşleşmesi, kavite yüzeyi kenar boşluğu, anatomik form, marjinal adaptasyon ve çürük) önermiştir (116, 117). Bu kriterler 1980'de revize edilmiş ve 'Modifiye Ryge Kriterleri' veya 'Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti (Modified United States Public Health Service-USPHS) Kriterleri'ne dönüştürülmüştür (118). İlk beş kritere ek olarak, oklüzyon, postoperatif hassasiyet, kırık, retansiyon gibi yeni kategoriler eklenmiştir. Her bir kategori, farklı materyaller için, aşağıdaki gibi örnek bir skora izin verir:

A (Alpha)- Klinik olarak ideal restorasyon,

B (Bravo)- İdealden küçük sapmalar gösteren fakat yine de kabul edilebilir restorasyon (retansiyon sorunları ve sekonder çürükler hariç),

C (Charlie)- Gelecekteki hasar olasılığını önlemek için önleyici nedenlerle değiştirilmesi gereken restorasyon

D (Delta)- Hemen değiştirilmesi gereken restorasyon (119, 120).

Erken bozulmayı ve başarısızlık belirtilerini tespit etmek için, ‘Modifiye Ryge Kriterleri’ ne göre daha duyarlı ve ayırt edici bir ölçeğe ihtiyaç duyuldu ve 2007 yılında Hickel ve ark. estetik, fonksiyonel ve biyolojik üç kriter kategorisine dayanan yeni bir sistem önerdi. Bu sistemde her kategori daha ayrıntılı açıklama ve analiz için alt kategorilere ayrılmıştır. Hickel ve ark. hazırlamış oldukları bu kriterler 2007 yılında Dünya Diş Federasyonu (World Dental Federation-FDI) Bilim Kurulu tarafından onaylanmıştır ve 2008 yılında ‘Standart Kriter’ olarak kabul edilmiştir. (119-121).

Günümüzde kullanımda olan bir başka değerlendirme kriteri de USPHS sisteminin bir çeşidi olan ve California Dental Association (CDA) tarafından önerilen ‘Diş Dakımı Kalite Standartları (Standards of Quality of Care)’dır (122). Her iki sistem de renk, anatomik form ve marjinal karakteristikleri (adaptasyon, şekil bozukluğu ve çürükler) değerlendirir ve her ikisi de bir ölçeğe göre kabul edilebilir ya da kabul edilemez olan ‘operasyonel olarak tanımlanmış bir eşik’e dayanır (123, 124).

Kullanılan ölçeklerde farklılıklara rağmen genel hatları ile birbirlerine benzeyen bu sistemler araştırmanın değerlendirmesini sağlıklı yapabilecek ve klinikte uygulanma zorluğuna sebep olmayacak şekilde araştırmacı tarafından tercih edilebilir (119, 123, 125-128).

2.11.2. Periodontal

Uzun süreli başarılı bir restoratif tedavinin temel amaçlarından biri, periodontal sağlığın korunmasını kolaylaştıran fizyolojik periodontal bir ortam oluşturmaktır. Diğer bir deyişle periodontal sağlık restoratif tedavinin temelini oluşturmaktadır (129). Periodontal hastalık erişkinlerde önemli oranda diş kaybına neden olduğundan, klinisyen uygun bir teşhis ve tedavi planı geliştirebilmek için biyolojik değişkenlerin farkında olmalıdır (130). Periodontal sağlığı koruyabilmek amacıyla restoratif prosedürleri oluşturmadan önce sağlanması gereken koşullar şu şekilde sıralanabilir:

- Restorasyonların gingival sınırlarını doğru tespit edebilmek için, diş restore edilmeden önce sağlıklı ve stabil diş eti sınırının konumu belirlenmelidir. Restorasyon marjin sınırı dişeti sağlığını doğrudan etkilediğinden supragingival restorasyonlar

tercih edilmelidir. Bu sayede dil ve tükürük gibi doğal temizleyicilerin bölgeye ulaşması sağlanabileceği gibi hasta tarafından oral hijyen de daha kolay sağlanabilecektir.

- Periodontal bir enflamasyon ya da hastalık varlığı söz konusu ise öncelikle bu durum ortadan kaldırılmalıdır.

- Restorasyon yapım aşamasından önce ve takip sürecinde periodontal cep derinliği, klinik ataçman düzeyi, dişeti kanama zamanı indeksi, plak indeksi, gingival indeks ve keratinize dişeti miktarı gibi periodontal parametreler kontrol edilmelidir (131-133).

2.12. Kanıta Dayalı Diş Hekimliği

Kanıta dayalı uygulamaların tıp ve diş hekimliği alanına yerleşmesinden bu yana, bilimsel araştırmalar günümüzde klinik kararları destekleyen temel bir dayanaktır (134). Klinik araştırmaları deneysel ve gözlemsel olarak ikiye ayırmak mümkündür. Gözlemsel araştırmalar kohort, vaka-kontrol çalışmaları ve vaka serileri-raporları gibi çalışmaları içerirken, deneysel araştırmalar klinik çalışmalar ve topluma yönelik çalışmalar olarak ikiye ayrılır (135). Klinik çalışmalar ise kontrol grubu içerip içermeyecek şekilde randomize/randomize olmayan olarak planlanabilir (136). Bu tasarımlar arasındaki temel ayırım, randomize klinik çalışmalarda (RCT) araştırmacı tarafından yapılan müdahalelerin rastgele ve öngörülemez şekilde gerçekleştirilmesidir (136, 137). Her iki yaklaşımın da göreceli yararları belirtilse de randomize klinik çalışmalar en uygun tasarım olarak nitelendirilebilir (136, 138). Çünkü rastgeleleştirme (randomizasyon) adil bir yaklaşıma olanak verir ve yanlılık (bias) oranını en aza indirir. Kanıta dayalı diş hekimliğinde kanıt piramidinin üst kısımlarında *guideline* (ilke)-*summary* (özet) ve sistematik derleme- meta analizler bulunmasına rağmen klinik serilerde en güvenilir çalışma tipi randomize klinik çalışmalardır (139).

Restorasyon üretiminde güncel ve yaygın olarak kullanılan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (LCS-IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent), zirkonyumla güçlendirilmiş cam seramik (ZLS-Suprinity, VITA Zahnfabrik) ve rezin infiltrat cam

seramik (RİCS-Enamic, VITA Zahnfabrik) ile ilgili sınırlı sayıda in vitro çalışmaların olmasının yanı sıra, yeterli klinik araştırma bulunmamaktadır. Çalışmamızın amacı ise, yukarıda adı geçen 3 farklı materyal grubundan üretilmiş posterior bölge tek diş tam seramik kronların bir yıllık başlangıç klinik sonuçlarının hem protetik hem periodontal açıdan değerlendirilmesi ve kanıta dayalı diş hekimliği literatürüne sunulmasıdır.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (LCS-IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent), zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (ZLS-Suprinity, VITA Zahnfabrik) ve rezin infiltre cam seramikler (RİCS-Enamic, VITA Zahnfabrik) ile restore edilmiş posterior bölgede tek diş tam seramik restorasyonların klinik performanlarının protetik ve periodontal açıdan değerlendirilmesi amaçlandı. Restorasyonların klinik başarısı ‘Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti (Modified United States Public Health Service-USPHS) Kriterleri’ beraberinde dişeti parametreleri (periodontal cep derinliği, klinik ataçman seviyesi, dişeti kanama zamanı indeksi, plak indeksi, gingival indeks ve keratinize dişeti miktarı) kullanılarak değerlendirildi.

Bu deneysel klinik çalışma için, Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’ndan 28.04.2016 tarihli 2016/04-25 (KA-16029) karar numarası ve T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu’ndan 07.06.2016 tarihli 71146310-511.06-73737 sayı ve 2016-067 konu numarası ile etik kurul onayı alındı. Çalışma Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ve Periodontoloji Anabilim Dalı tarafından ortak olarak yürütüldü.

Araştırma protokolü sırası ise şöyledir:

- Araştırmaya katılacak bireylerin seçimi
- Ağız içi muayene
- Periodontal muayene
- Preperasyona hazırlık ve preperasyon
- Ölçü ve restorasyonların üretimi
- Restorasyonların simantasyonu
- Restorasyonların klinik değerlendirilmesi (0-6-12. ay)

- İstatiksel analiz

3.1. Araştırmaya Katılan Bireylerin Seçimi

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran hastalardan posterior bölgede (2.premolar ve/ veya 1. Molar) kron restorasyonu gerektiren 25-75 yaş arası, kadın ve erkek cinsiyetten 27 hasta (36 diş) çalışmaya dahil edildi.

Çalışmaya *dahil edilme* kriterleri:

- Hastaların periodontal olarak stabil olması
- Posterior bölgede 2. Premolar ve/veya 1. Molar, vital ya da devital dişlerin restore edilmesi gerekliliği
- Restore edilen dişin karşısında doğal dişlenme ya da minimal invaziv restorasyon bulunması
- Bilgilendirilmiş gönüllü olur formunu imzalayıp çalışmaya katılmayı kabul eden bireylerdir.

Çalışmaya *dahil edilmeme* kriterleri:

- Teşhis edilen temporomandibular eklem problemlili hastalar
- Restorasyon için yeterli destek diş dokusunun bulunmadığı hastalar
- Bilgilendirilmiş gönüllü olur formunu imzalamayıp çalışmaya katılmayı reddeden bireylerdir.

3.2. Ağız içi Muayene

Posterior bölgede vital ya da devital (2.premolar ve/veya 1. Molar) tek dişlerinde kron restorasyonu gerektiren hastaların detaylı ağız içi muayenesi yapıldı. Muayene esnasında restorasyon yapılacak dişin kalan destek dokusu, karşıtındaki dişte

doğal dişlenme ya da minimal invaziv restorasyonların bulunup bulunmadığı, interoklüzal mesafe, kapanış ilişkileri değerlendirildi ve radyografik muayenesi yapıldı.

3.3. Periodontal Muayene

Hastalardan alışma konusunda bilgilendirilmiş ve aydınlatılmış onam formunun alınmasından sonra periodontal değerlendirme Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Periodontoloji Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

Bu muayene sırasında kullanılan indeksler ve klinik ölçümler:

- Periodontal cep derinliği (CD)
- Klinik ataçman düzeyi (KAD)
- Dişeti kanama zamanı indeksi (DKZİ)
- Plak indeksi (PI)
- Gingival indeks (GI)
- Keratinize dişeti miktarı (KDM)

Periodontal Cep Derinliği (CD)

Dişeti oluğu tabanı ile serbest dişeti kenarı arası mesafedir (131). Çalışmaya katılan tüm bireylerin CD ölçümleri Williams periodontal sondu kullanılarak her dişte meziobukkal, bukkal, distobukkal, meziolingual/palatinal, lingual/palatinal ve distolingual/palatinal olmak üzere altı ayrı noktadan milimetrik olarak yapıldı. Her diş için alınan altı değerin aritmetik ortalaması o diş için CD değerı olarak belirlendi.

Klinik Ataçman Düzeyi (KAD)

Bireylerde, klinik ataçman düzeyi (KAD) değerleri periodontal sond kullanılarak sulkus tabanı ile mine-sement sınırına kadar olan mesafe ölçülerek

saptandı. Ölçümler meziobukkal, bukkal, distobukkal, meziolingual/palatinal, lingual/palatinal ve distolingual/palatinal olarak altı noktadan yapıldı ve her diş için ölçülen altı değer aritmetik ortalaması, o diş için KAD olarak belirlendi.

Dişeti Kanama Zamanı İndeksi (DKZİ) (Nowicki,1981)

Sondlamada meydana gelen dişeti kanamasının değerlendirilmesinde Nowicki ve ark. (140)'nın tanımlamış olduğu Dişeti Kanama Zamanı İndeksi (DKZİ) kullanıldı. Bu indekste dişetin sond ile uyarılmasından sonra oluşan kanama kaydedildi. İlk uygulamadan sonra 15 sn. içerisinde kanama oluşmamış ise, işlem tekrarlanarak bir 15 sn. daha beklenildi. Ölçümler meziobukkal, bukkal, distobukkal, meziolingual/palatinal, lingual/palatinal ve distolingual/palatinal olarak altı noktadan yapıldı ve her diş için ölçülen altı değer aritmetik ortalaması, o diş için DKZİ değeri olarak belirlendi. Bu indekste;

- 0- İlk ve ikinci stimülasyondan sonra kanama olmadığını,
- 1- İlk stimülasyondan sonra kanama olmadığını, ikinci stimülasyondan 6–15 sn. sonra kanama izlendiğini,
- 2- İlk stimülasyondan 11–15sn. sonra ve ikinci stimülasyondan sonraki ilk 5 sn. içerisinde kanama izlendiğini,
- 3- İlk stimülasyondan sonra ilk 10 sn. içerisinde kanama izlendiğini,
- 4- Kendiliğinden kanama varlığını göstermektedir.

Plak İndeksi (PI) (L e & Silness, 1967)

Plak varlığı ve miktarı L e'nin Plak İndeksi (PI) ile belirlendi (141). Bu indekste;

0- Dişeti bölgesinde plak yok.

1- Serbest dişeti kenarı ve komşu dil yüzeyinde film halinde sadece sond yardımı ile fark edilebilen plak varlığı,

2- Dişeti cebi içerisinde ve dişeti kenarına komşu diş yüzeyinde gözle görülür yumuşak eklenti varlığı,

3- Dişeti cebi ve dişeti kenarına komşu diş yüzeyinde yoğun yumuşak eklenti varlığını göstermektedir.

Ölçümler meziobukkal, bukkal, distobukkal, meziolingual/palatinal, lingual/palatinal ve distolingual/palatinal olarak altı noktadan yapıldı ve her diş için ölçülen altı değerin aritmetik ortalaması, o diş için PI değeri olarak alındı.

Gingival İndeks (GI) (L e & Silness, 1967)

Çalışmaya katılan bireylerde dişeti durumunun klinik olarak değerlendirilmesinde Gingival İndeks (GI) kullanıldı (141). Bu indekse göre:

0- Sağlıklı dişeti

1- Hafif iltihap, hafif renk değışikliği ve hafif  dem varlığı ve sondlamada kanama yok.

2- Orta derecede iltihap, kırmızılık,  dem ve sondlamada kanama

3- Şiddetli iltihap, belirgin kırmızılık ve  dem, ülserasyon ve spontan kanama eğilimini göstermektedir.

Ölçümler meziobukkal, bukkal, distobukkal, meziolingual/palatinal, lingual/palatinal ve distolingual/palatinal olarak altı noktadan yapıldı ve her diş için ölçülen altı değerin aritmetik ortalaması, o diş için Gİ değeri olarak belirlendi.

Keratinize Dişeti Miktarı (KDM)

Keratinize dişeti, yapışık ve serbest dişetini içine alarak dişeti kenarından mukogingival birleşime kadar uzanan dişeti bölümüdür (142). Ölçüm her dişin bukkal yüzeyi orta noktasından yapılmıştır ve o diş için keratinize dişeti miktarı (KDM) olarak belirlendi.

Dişeti parametresi olarak kullanılan bu altı değer restorasyonlar yerleştirilmeden önce, restorasyonlar yerleştirildikten 6 ay ve 1 yıl sonra tekrarlandı.

3.4. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi

Örneklem büyüklüğünün belirlenmesinde, tekrarlı ölçümlere bağlı veri seti göz önüne alındı ve örneklem büyüklüğü hesaplanmasında kullanılan NCSS PASS 11 programı kullanılarak, çalışmanın doğruluğu açısından materyal sertliklerindeki değişiklik ± 0.3 birim kabul edilerek, materyaller arası arasındaki 0,6804 birimlik etki genişliğini %90 güç ile tespit edebilmek için, diş sayısı her bir grupta 12 olmak üzere toplamda en az 36 olarak belirlendi. Etik kurul onayının alınmasının ardından Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran, çalışma kriterlerine uygun 16 kadın ve 11 erkek olmak üzere, yaş arası 25-52 (ortalama 35,3) 27 hasta ve 36 diş çalışmaya dahil edildi.

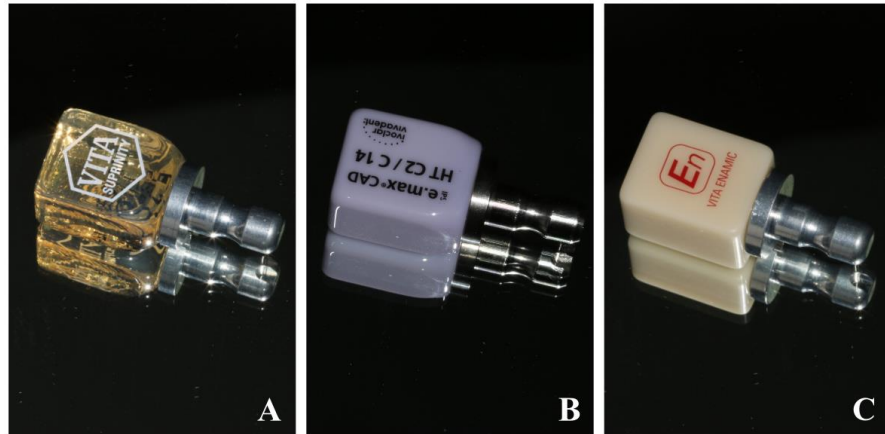
3.5. Rastgeleleştirme (Randomizasyon)

Randomizasyon işlemi R 3.4.0 yazılımı kullanılarak yapıldı. Her deneme grubuna alınacak gözlemler ve gözlemlerin alınış sıraları tamamen rastgele sayılar üretilerek belirlendi. Çalışmaya dahil edilen 36 diş ve uygulanması planlanan 3 grup bulunduğundan, her grupta eşit sayıda diş olacak şekilde (her birinde 12 adet) her gözlem üç deneme grubundan birisine tamamen rastgele olarak atandı. Materyaller ise

1'den 3'e kadar numaralandırılıp, hangi numarada hangi materyal kullanılarak restorasyon yapılacağı ise basit zarf yöntemi ile belirlendi. Bu yöntemle göre sırasıyla aşağıdaki materyal grupları numaralandı:

1. Zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (ZLS-Suprinity, VITA Zahnfabrik)
2. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (LCS-IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent)
3. Rezin infiltre cam seramik (RİCS-Enamic, VITA Zahnfabrik)

Kullanılan bu monolitik bloklar üretime hazır şekilde firmalar tarafından dental markete sunulmuştur (Şekil 3.1. A-C).



Şekil 3.1. Zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik-ZLS (A), lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik-LCS (B) ve rezin infiltre cam seramik-RİCS (C) blokların frezeyle hazır hali.

3.6. Preperasyona Hazırlık ve Preperasyon

3.6.1. Preperasyona Hazırlık

Hastalar detaylı bir ağız içi muayenesinden geçirildikten sonra kalan diş dokusu miktarına göre öncelikle kanal içi post uygulanıp uygulanmayacağına karar verildi. Konverjans açısının 20 dereceden az olduğu ve dişin kalan duvar yüksekliğinin kavite tabanı genişliğinden büyük olduğu durumlarda (143) post uygulanmadı. Bu

gereklilik sağlanamadığında kanal içine post yerleştirildi ve post yerleşimine en uygun düz ve geniş kanallar tercih edildi (alt premolar: tek kanal, alt molar: distal kanal, üst premolar ve molar: palatinal kanal). Post uygulanması karar verilen kanal, kullanılacak fiber post sisteminin (Dentoclic/ İTENA, Translucent Glass Fibre, Paris, FRANCE) drilleri ile boşaltıldı. Kanalda yeterli genişletme sağlandıktan sonra kanal içi serum fizyolojik ve %2 klorheksidin glukonat (KLORHEX %2 irrigasyon çözeltisi 200 ML) ile yıkandı. Sonrasında kanal içine %37 ortofosforik asit (ETCHANT, %37 Orthophosphoric Acid, MEDENTAL) 30 sn. uygulanıp, yıkanıp kurutuldu. Fırça ile bağlayıcı ajan (Single Bond Universal Refil 3M ESPE, Germany) uygulaması yapıldı, 10 sn. hava uygulanarak inceltildi ancak polimerize edilmedi. Kanal içi genişletmesi yapılan en son drill ile uyumlu fiber post kanal içine hem kimyasal hem ışıkla sertleşen (dual-cure) rezin siman (RelyX™ U200-TR Shade 3M ESPE, Germany) ile uygulandı ve sonrasında polimerizasyon için 40 sn. ışıklandı. Diş dokusundaki kayıplar ise direk restorasyonlar (kompozit dolgu) ile tamamlandı. Bu amaçla dişe asit ve bağlayıcı ajan uygulamasından (ETCHANT, %37 Orthophosphoric Acid, MEDENTAL & Single Bond Universal Refil 3M ESPE, Germany) sonra, kompozit dolgu (Filtek™ Ultimate Universal Restorative A1 dentin Shade 3M ESPE, Germany) yerleştirildi. Kanal içi post uygulaması gerekliliği olmayan dişler, fiber post uygulaması yapılmış dişlerdeki gibi direk restorasyon (kompozit dolgu) aşamaları uygulanarak tamamlandı.

3.6.2. Preperasyon

Diş dokusundaki eksikliklerin tamamlanmasından sonra, preperasyonlar su soğutması altında aerator (350.000 RPM) kullanılarak aynı hekim tarafından, supragigival ya da dişeti seviyesinde olacak şekilde yapıldı. Her yerde eşit (konservatif prosedürler kapsamında \cong 1-1.5 mm) olacak şekilde champer (şev) basamak tipinde ve en az 2 mm oklüzal redüksiyon uygulanarak kırmızı kuşak elmas frezler ile gerçekleştirildi. Mümkün olduğunca dişetinde yaralanma ve kanama oluşturmadan ve yaklaşık olarak 12 derecelik aksiyal eğim verilerek preperasyonlar tamamlandı. Basamağın dişeti sınırı ile uyumlu olmasına dikkat edildi.

3.7. Ölçü ve Restorasyonların Üretimi

Ölçü alımı öncesi dişetine retraksiyon çift ip tekniği uygulanarak yapıldı. İlk uygulama dikey yönde retraksiyon sağlayabilmek için alüminyum klorür ($AlCl_3$) emdirilmiş #000 retraksiyon ipi (Sure-cord Plus, Sure dent, Korea) kullanılarak yapıldı. Sonrasında yatay yönde retraksiyon oluşturulabilmesi amacıyla alüminyum klorür ($AlCl_3$) emdirilmiş #00 retraksiyon ipi (Sure-cord Plus, Sure dent, Korea) kullanıldı. İpler 3-4 dk. dişeti oluğu içerisinde bırakıldıktan sonra sadece #00 retraksiyon ipi uzaklaştırılıp, #000 retraksiyon ipi cep içinde bırakılarak ölçü alındı. Ölçü alım işlemi polieter ölçü (Impregum Penta; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) materyali ile tek adım çift karıştırma tekniği ile tamamlandı ve geçici restorasyonlar hastalara teslim edildi.

Laboratuvara aynı gün gönderilen ölçülerden tip 4 sert alçı (GC Fujirock EP, GC Europe N.V, Leuven, Norway) kullanılarak ana modeller elde edildi. Elde edilen ana modeller laboratuvar tarayıcısı (inEos X5, SIRONA, Dentsplay, Germany) ile taranıp dijital modeller oluşturuldu ve tek kron restorasyonlar dijital yazılımla (inLab SW 4.2.1, SIRONA, Dentsplay, Germany) tasarlandı. Tasarımları tamamlanan restorasyonlar tamamen rastgele atanmış şekilde belirlenen ZLS, LCS ya da RİCS materyalinden herhangi biri ile CAD/CAM freze ünitesi (inLab MC XL, SIRONA, Dentsply, Germany) kullanılarak üretildi. Bu materyallerden ZLS, VITA V60 i-Line (VITA Zahnfabrik, Germany), LCS ise Programat EP5000 (Ivoclar, Liechtenstein) firmında her biri için üretici firmaların önerdiği programlar kullanılarak kristalizasyon ve glaze işlemleri tamamlandı.

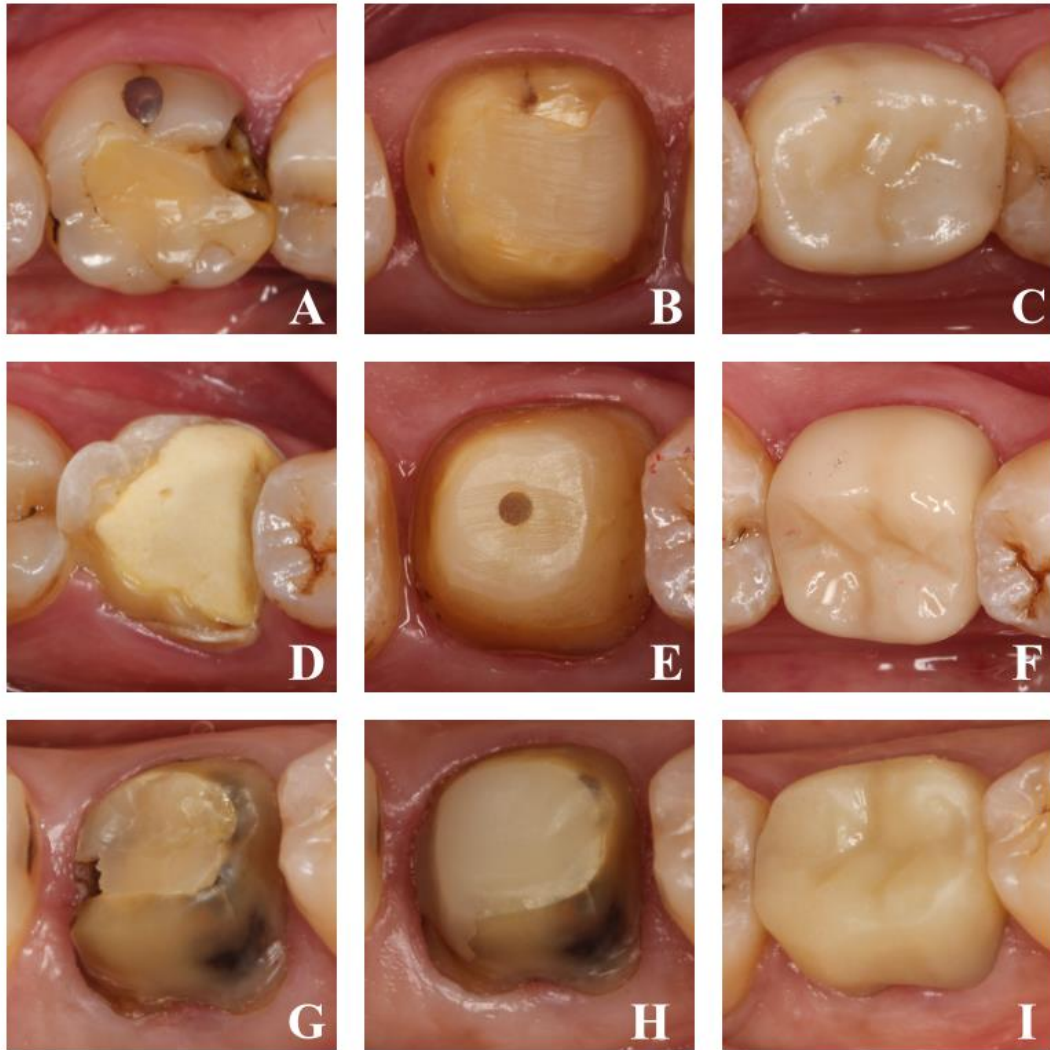
RİCS ise üretim işlemlerinden sonra Vita Enamic Glaze (VITA Zahnfabrik, Germany) materyali ile kimyasal olarak glazelendi. RİCS için özel olarak geliştirilen bu kimyasal glaze seti materyal içerisindeki polimer yapı ile bağlanma sağlayarak (polimerizasyon) parlatma ve glaze işlemlerinin tamamlanmasını sağlar.

Restorasyonların hasta ağızında uyumlanması gerektiğinde işlemler tamamlandıktan sonra restorasyon tekrardan laboratuvara gönderilerek glaze işlemi yenilendi.

3.8. Restorasyonların Simantasyonu

Elde edilen restorasyonların her biri simantasyon öncesi prepere edilmiş dişte marjinal-oklüzal uyum ve komşu dişlerle kontak ilişkisi yönünden kontrol edildi. Yapılan kontroller sonrası hastaya teslim için onaylanan restorasyonlar adeziv simantasyon prosedürlerinden geçirildi. Bu prosedürler kapsamında laboratuvardan gelen tüm kronlar öncelikle yıkandı ve kurutuldu. Restorasyon iç yüzeyleri %5'lik hidroflorik asit (Condac Porselana %5, FGM, Brazil) ile pürüzlendirildi (IPS e.max CAD ve Vita Suprinity: 20 sn, Vita Enamic: 60 sn). Pürüzlendirme işleminden sonra restorasyon iç yüzeyi asit artığı kalmayacak şekilde 60 sn. yıkanıp kurutuldu ve asitlemeden kaynaklı mikroporözitelere çöken kristallerin temizlenmesi amacı ile %37'lik ortofosforik asit (ETCHANT, %37 Orthophosphoric Acid, MEDENTAL) kullanıldı. Sonrasında restorasyon iç yüzeyi 30 sn. basınçlı su ile yıkandı, kurutuldu ve silan (Monobond® Plus Refill, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanarak 60 sn. beklenip hava su spreyi ile kurutuldu. Böylelikle restorasyonlar adeziv simantasyona hazır hale geldi.

Restorasyonların simante edileceği dayanak dişlerin restorasyonla adeziv bağlantısının sağlanabilmesi amacıyla öncelikle diş yüzeyi %37'lik ortofosforik asit (ETCHANT, %37 Orthophosphoric Acid, MEDENTAL) ile 30 sn. asitlendi ve hava su spreyi ile yıkanarak kurutuldu. Kurutma işlemi esnasında dentinin aşırı kurutulmamasına dikkat edildi ve kollajen fibrillerin çökmesi engellendi. Diş tükürükten izole edildikten sonra, yüzeyine bağlayıcı ajan uygulanıp (Single Bond Universal Refil 3M Espe, Germany) 10 sn. hava uygulanarak inceltildi fakat polimerize edilmedi. Adeziv rezin simanın (RelyX™ Ultimate Clicker™ TR Shade, 3M ESPE, Germany) baz ve katalizörü eşit miktarda spatül yardımıyla karıştırılarak seramiğin iç yüzeylerine uygulandı. Restorasyonlar diş üzerine parmak basıncı ile yerleştirilip, 5 sn. ön ışıklamadan sonra taşan simanlar temizlendi ve her yüzeyden 40 sn. olacak şekilde uzun süreli ışınlama ile polimerizasyon tamamlandı (Şekil 3.2 A-I).



Şekil 3.2. Restore edilen dişlerin başlangıç hali, preperasyonu ve restorasyonların teslimi. ZLS (A-C), LCS (D-F) ve RİCS (G-I) grupları.

3.9. Restorasyonların Klinik Değerlendirilmesi

Restorasyonların tesliminden 6 ay sonra birinci, 1 yıl sonra ise ikinci kontrol olacak şekilde iki kez klinik kontrol yapıldı. Her iki kontrol seansında da başlangıçta belirlenip kaydedildiği gibi; modifiye USPHS kriterleri ile restorasyonların klinik değerlendirilmesinin yanı sıra periodontal parametrelerin (periodontal cep derinliği, klinik ataçman düzeyi, dişeti kanama zamanı indeksi, plak indeksi, gingival indeks ve keratinize diş eti miktarı) kontrolü gerçekleştirildi. Modifiye USPHS kriterleri kapsamında restorasyonda değerlendirilen kriterler ise şunlardır:

- Renk uyumu
- *Cavosurface* marjinal renklenme
- Sekonder çürük
- Anatomik kontur
- Marjinal uyum
- Yüzey yapısı
- Kütlesel kırık

Renk Uyumu

Restorasyonun komşu dişler ile renk, gölge ve translüenslik olarak eşleşmesinin değerlendirildiği kriterdir ve görsel inceleme yaparak belirlenir. Alpha (A), Bravo (B), Charlie (C) olmak üzere üç farklı değerlendirme aşaması içerir:

Alpha (A): Restorasyon komşu dişlerle aynı gölgelendirme ve translüenslikte eşleşmekte,

Bravo (B): Restorasyon komşu dişlerle aynı gölgelendirme ve translüenslikte eşleşmiyor fakat uyumsuzluk diş tonlarının normal sınırları içerisinde,

Charlie (C): Restorasyon komşu dişlerle aynı gölgelendirme ve translüenslikte eşleşmiyor ve uyumsuzluk diş tonlarının normal sınırları içerisinde değildir.

***Cavosurface* Marjinal Renklenme**

Cavosurface marjinal renklenme restorasyon ve dayanak diş ara yüzünde meydana gelen renk değişimidir. Restoratif materyaller ve astarlar arasındaki kimyasal reaksiyonun bir sonucu olarak ortaya çıkabilir (116). Görsel inceleme yaparak belirlenir. Alpha (A), Bravo (B), Charlie (C) olmak üzere üç farklı değerlendirme aşaması içerir:

Alpha (A): Restoratif malzemenin ve bitişik diş dokusunun renginden farklı marjinal rengin olduğuna dair herhangi bir kanıt yok,

Bravo (B): Restoratif malzeme ve bitişik diş dokusu arasında marjinal renklenme var fakat, pulpal yönde restorasyon boyunca nüfuz etmiş değil,

Charlie (C): Restoratif malzeme ve bitişik diş dokusu arasında marjinal renklenme var ve pulpal yönde restorasyon boyunca nüfuz etmiş durumdadır.

Sekonder Çürük

Restorasyon diş birleşim sınırında ya da restorasyon altında herhangi sekonder bir çürük gelişip gelişmediğinin kontrol edildiği parametredir. Görsel olarak değerlendirilir ve Alpha (A) ve Bravo (B) olmak üzere iki farklı değerlendirme aşaması içerir:

Alpha (A): Restorasyon komşu anatomik formun devamı şeklinde,

Bravo (B): Restorasyona komşu bölgede koyu alanlar mevcuttur (fakat direk olarak *cavosurface* marjinle alakalı değil).

Anatomik Kontur

Restorasyonun komşu dişlerle anatomik form olarak eşleşip eşleşmediğinin değerlendirildiği kriterdir. Görsel inceleme ve sondla muayene ile belirlenir. Alpha (A), Bravo (B), Charlie (C) olmak üzere üç farklı değerlendirme aşaması içerir:

Alpha (A): Restorasyonun anatomik formu mevcut anatomik form gibi ya da hafif basık şekildedir. Sond restorasyona teğet şekilde yerleştirildiğinde iki karşıt *cavosurface* marjin açıları aynı anda çakışmaz.

Bravo (B): Bir yüzeyin konkavitesi belirgindir. Sond restorasyona teğet şekilde yerleştirildiğinde iki karşıt *cavosurface* marjin açıları aynı anda çakışmaz fakat dentin veya taban etkilenmemiştir.

Charlie (C): Restoratif madde kaybıyla, yüzey konkavitesi belirgindir ve taban ve/veya dentin etkilenmiştir.

Marjinal Uyum

Restorasyon ve diş yüzeyi arasındaki geçiş ve bütünlüğün değerlendirildiği kriterdir. Görsel inceleme ve sondla muayene ile belirlenir. Alpha (A), Bravo (B), Charlie (C) olmak üzere üç farklı değerlendirme aşaması içerir:

Alpha (A): Restorasyon yüzeyi dişe doğru sond ile çizildiğinde gözle görülür ya da sondun takıldığı bir açıklık bulunmamakta (görsel inceleme ve sond),

Bravo (B): Restorasyona komşu diş yapısında gözle görülür herhangi bir çatlak yok fakat sond takılmaktadır. Dentin ya da taban etkilenmemiştir ve restorasyonda herhangi bir hareket yok (görsel inceleme ve sond),

Charlie (C): Sond, mine dentin birleşim hattındaki defekte penetre olmaktadır.

Yüzey Yapısı

Restorasyon yüzey yapısının komşu dişler ile uyumunun değerlendirildiği kriterdir. Sondla muayene ile belirlenir ve Alpha (A), Bravo (B), Charlie (C) olmak üzere üç farklı değerlendirme aşaması içerir:

Alpha (A): Keskin bir sond ile bakıldığında restorasyon yüzey yapısı cilalı mine ile benzer yapıda,

Bravo (B): Yüzey yapısı kumlu ya da beyaz alçı ya da mikron yapıda parçacıklar içeren kompozite benzer şekilde,

Charlie (C): Restorasyon yüzeyindeki çukurlaşmalar keskin bir sondun hareketini engelleyecek kadar kabadır.

Kütlesel Kırık

Restorasyonda kütleli ve hacimsel olarak herhangi bir kaybın olup olmadığının değerlendirildiği kriterdir. Görsel muayene ile belirlenir ve Alpha (A), Bravo (B), Charlie (C) olmak üzere üç farklı değerlendirme aşaması içerir:

Alpha (A): Restorasyon sağlam ve tamamen korunmakta,

Bravo (B): Restorasyonun bir kısmı sağlam ve korunmakta,

Charlie (C): Restorasyon tamamen kaybolmuştur.

Kullanılan klinik değerlendirme kriterleri (Modifiye USPHS) kategori, skor ve kriter açıklaması açısından şu şekilde özetlenebilir (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Restorasyonların klinik değerlendirilmesi için kullanılan “Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti (Modified United States Public Health Service-USPHS) Kriterleri”nin listesi

| KATEGORİ | SKOR | KRİTER |
|---------------------------------------|---------------------------------------|--|
| Renk Uyumu | Alpha (A) Bravo (B) Charlie (C) | Restorasyon komşu dişlerle eşleşiyor Restorasyon komşu dişlerle eşleşmiyor fakat uyumsuzluk diş tonlarının normal sınırlarında Restorasyon komşu dişlerle eşleşmiyor |
| <i>Cavosurface</i> Marjinal Renklenme | Alpha (A) Bravo (B) Charlie (C) | Marjinde herhangi bir renklenme yok Marjinde renklenme mevcut fakat pulpal yönde ilerleme yok Marjinde renklenme ve pulpal yönde ilerleme mevcut |
| Sekonder Çürük | Alpha (A) Bravo (B) | Restorasyon komşu anatomik formun devamı şeklinde Restorasyona komşu bölgede koyu alanlar mevcut (<i>cavosurface</i> ile direkt alakalı değil) |
| Anatomik Kontur | Alpha (A) Bravo (B) Charlie (C) | Restorasyonun anatomik formu dişle aynı Yüzey konkavitesi belirgin fakat dentin etkilenmemiş Yüzey konkavitesi belirgin ve dentin etkilenmiş |
| Marjinal Uyum | Alpha (A) Bravo (B) Charlie (C) | Gözle görülür çatlak ya da sond takılması yok Gözle görülür çatlak yok fakat sond takılmakta Sond mine dentin hattındaki defekte penetre olmakta |
| Yüzey Yapısı | Alpha (A) Bravo (B) Charlie (C) | Sond ile bakıldığında yüzey yapısı mine ile aynı Yüzey yapısı kumlu ve poröz Restorasyon yüzeyinde konkaviteler sond hareketini engellemekte |
| Kütlesel Kırık | Alpha (A) Bravo (B) Charlie (C) | Restorasyon tamamen korunmakta Restorasyon kısmen korunmakta Restorasyon tamamen kaybolmuş |

Bu kriterler ayna ve sond yardımıyla yapılan detaylı muayene sonrası değerlendirildi ve final puanlaması yapıldı. Ayrıca hastalara da olası sorunları bulunup bulunmadığı soruldu. Takip sürecinde de hastalardan her türlü başarısızlığı bildirmeleri istendi.

3.10. İstatiksel Analiz

İstatistiksel analizler IBM SPSS 21 programı kullanılarak yapıldı. İncelenen değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu dikkate alınarak normal dağılan değişkenler ortalama ve standart sapma, normal dağılıma uymayan değişkenler ise medyan ve en küçük en büyük değerler kullanılarak raporlandı. Protetik değerlendirmelerde zamanlar arasındaki değişim Friedman testi, gruplar arası karşılaştırmalar ise Kruskal-Wallis testi ile incelendi. Gruplar veya zamanlar arası anlamlı fark bulunması durumunda ise ikili karşılaştırmalar yapılarak farklılığı yaratan gruplar tespit edildi. Periodontal değerlendirmelerde de zamanlar arasındaki değişim Friedman testi, gruplar arası karşılaştırmalar ise Kruskal-Wallis testi ile incelendi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi her iki değerlendirmede 0.05 olarak alındı.

4.BULGULAR

4.1. Demografik Bilgiler

Çalışmamıza 16 kadın ve 11 erkek olmak üzere, yaş arası 25-52 (ortalama: 35,3) 27 hasta dahil edildi ve toplamda 36 diş restore edildi. Bu dişlerden;

- 20 adedi kadın (%55.6) ve 16 adedi erkek (%44.4) hastadadır.
- 27 adedi (%75) alt çenede, 9 adedi (%25) üst çenededir.
- 10 adedi premolar (%27.8), 26 adedi (%72.2) ise molar diştir.
- 36 adedi (%100) devitaldir.
- 17 adedinde (%47.2) fiber post bulunmakta, 19 adedinde (%52.8) bulunmamaktadır.
- 20 adedi (%55.6) doğal dentisyon (doğal dent.) ile oklüzyon ilişkisi sergilerken, 16 adedi (%44.4) minimal invaziv restorasyonlarla (Min. İnv. Rest.) oklüzyona gelmektedir.
- 9 adedi (%25.0) 1 duvarlı, 17 adedi (%47.2) 2 duvarlı ve 10 adedi (%27.8) ise 3 duvarlıdır (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Demografik veriler

| Demografik bilgiler | Sıklık | Yüzde (%) | |
|--|-----------------|-----------|-------|
| Cinsiyete göre restore edilen diş adedi | Kadın | 20 | 55.6 |
| | Erkek | 16 | 44.4 |
| | Toplam | 36 | 100.0 |
| Restorasyonun bulunduğu çene | Alt | 27 | 75.0 |
| | Üst | 9 | 25.0 |
| | Toplam | 36 | 100.0 |
| Restorasyonun uygulandığı diş (molar&premolar) | Premolar | 10 | 27.8 |
| | Molar | 26 | 72.2 |
| | Toplam | 36 | 100.0 |
| Fiber post | Var | 17 | 47.2 |
| | Yok | 19 | 52.8 |
| | Toplam | 36 | 100.0 |
| Karşıt oklüzyon | Doğal dent. | 20 | 55.6 |
| | Min. İnv. Rest. | 16 | 44.4 |
| | Toplam | 36 | 100.0 |
| Kalan duvar sayısı | Bir (1) | 9 | 25.0 |
| | İki (2) | 17 | 47.2 |
| | Üç (3) | 10 | 27.8 |
| | Toplam | 36 | 100.0 |

- FDI numaralandırma sistemine göre (Federation Dentaire Internationale (FDI) Numbering System) 3 adedi (%8.3) 15, 2 adedi (%5.6) 16, 2 adedi (%5.6) 25, 2 adedi (%5.6) 26, 2 adedi (%5.6) 35, 11 adedi (%30.6) 36, 3 adedi (%8.3) 45 ve 11 adedi (%30.6) 36 numaradır.
- Vita Pan 3D Master renk skalasına göre 3 adedi (%8.3) 2M2, 11 adedi (%30.6) 2M3, 1 adedi (%2.8) 3M1, 9 adedi (%25.0) 3M2, 11 adedi (%30.6) 3M3 ve 1 adedi (%2.8) 4R1.5 renktedir (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Demografik veriler (devamı)

| Demografik bilgiler | | Sıklık | Yüzde (%) |
|-------------------------------|--------|--------|-----------|
| Diş numaralandırması (FDI) | 15 | 3 | 8.3 |
| | 16 | 2 | 5.6 |
| | 25 | 2 | 5.6 |
| | 26 | 2 | 5.6 |
| | 35 | 2 | 5.6 |
| | 36 | 11 | 30.6 |
| | 45 | 3 | 8.3 |
| | 46 | 11 | 30.6 |
| | Toplam | 36 | 100.0 |
| Renk (Vita Pan 3D master) | 2M2 | 3 | 8.3 |
| | 2M3 | 11 | 30.6 |
| | 3M1 | 1 | 2.8 |
| | 3M2 | 9 | 25.0 |
| | 3M3 | 11 | 30.6 |
| | 4R1.5 | 1 | 2.8 |
| | Toplam | 36 | 100.0 |

4.2. Klinik Değerlendirme Bulguları (Modifiye USPHS Kriterleri)

Bu çalışmada ZLS, LCS ve RİCS olmak üzere üç farklı seramik materyalinin her bir grubundan 12 adet olmak üzere toplam 36 restorasyon yapıldı ve başlangıç (0), 6 ve 12. aylarda modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirildi. 6 ve 12 aylık değerlendirmede tüm hastalara ulaşıldı (kontrol gelme oranı %100).

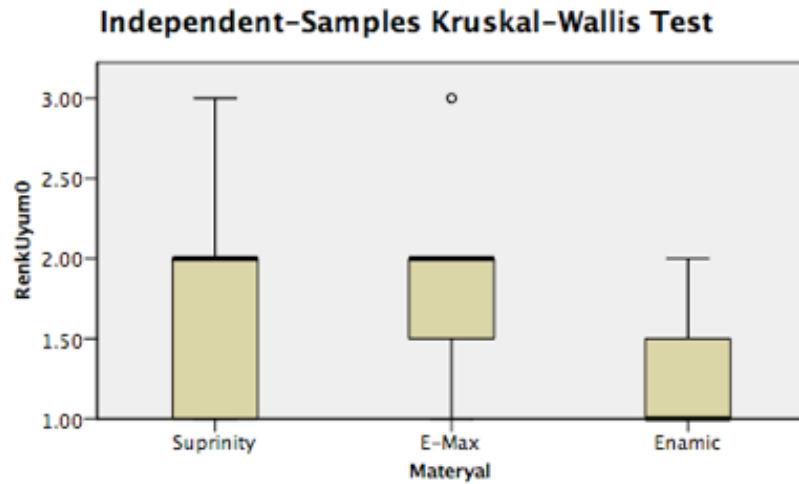
Renk Uyumu

Renk uyumu değerlendirmesinde, materyaller kendi içinde başlangıç (0), 6 ve 12. aylarda değerlendirildiğinde ZLS ve LCS arasında istatistiksel olarak anlamlı fark

bulunmadı ($p \geq 0.05$). RİCS grubunda ise; 0 ve 12. aylar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ve skorlar Alpha (A)'dan Charlie (C)'ye değişti ($p=0.011$). Grupların birbirleriyle karşılaştırılmasında ise başlangıç (0) değerlerinde LCS ve RİCS grubunda istatistiksel olarak anlamlı fark kaydedildi. RİCS grubu Alpha (A) skorlamasına daha yakinken, LCS grubu Bravo (B) skorlamasına daha yakın bulundu ($p=0.031$). Başlangıçta RİCS ve ZLS seramikleri renk uyumu açısından birbiri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p \geq 0.05$) (Grafik 4.2). (Şekil 4.1). Renk uyumu, 6. ve 12. aylarda grupların birbirleri ile karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi ($p \geq 0.05$) (Tablo 4.3). (Tablo 4.4).

Tablo 4.3. Materyallerin farklı zamanlarda renk uyumu skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri

| Renk Uyumu (RU) | ZLS-Vita Suprinity | | | | LCS-IPS e.max CAD | | | | RİCS-Vita Enamic | | | |
|-----------------|--------------------|--------------|--------------|-------------|-------------------|--------------|--------------|-------------|------------------|--------------|--------------|-------------|
| | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) |
| Başlangıç (0) | 12 | 4 (%33.3) | 7 (%58.3) | 1 (%8.3) | 12 | 3 (%25.0) | 8 (%66.7) | 1 (%8.3) | 12 | 9 (%75.0) | 3 (%25.0) | 0 (%0) |
| 6. ay | 12 | 4 (%33.3) | 7 (%58.3) | 1 (%8.3) | 12 | 3 (%25.0) | 8 (%66.7) | 1 (%8.3) | 12 | 7 (%58.3) | 4 (%33.3) | 1 (%8.3) |
| 12. ay | 12 | 4 (%33.3) | 7 (%58.3) | 1 (%8.3) | 12 | 3 (%25.0) | 8 (%66.7) | 1 (%8.3) | 12 | 4 (%33.3) | 7 (%58.3) | 1 (%8.3) |



Grafik 4.1. Başlangıç (0) değerlendirilmesinde materyallerin renk uyumu skorlarına göre box plot dağılımı.



Şekil 4.1. Başlangıçta (0) gözlenen renk uyumları. ZLS (A-B), LCS (C-D), RİCS (E-F)

Tablo 4.4. Materyallerin renk uyumu açısından farklı zamanlarda kendi içlerinde ve aynı zaman diliminde birbirleri ile değerlendirilmesi

| Renk Uyumu (RU) | RU0 Ort. Sıra (Mean rank) | RU6 Ort. Sıra (Mean rank) | RU12 Ort. Sıra (Mean rank) | p |
|--------------------|---------------------------------|---------------------------------|----------------------------------|-------|
| ZLS-Vita Suprinity | 2.00 ^{AB} | 2.00 | 2.00 | 1.00 |
| LCS-IPS e.max CAD | 2.00 ^A | 2.00 | 2.00 | 1.00 |
| RİCS-Vita Enamic | 1.62 ^{ab} | 2.00 ^{ab} | 2.38 ^b | 0.011 |
| p | 0.031 | 0.328 | 0.912 | |

Yatay (satur): Küçük harf aynı materyalin kendi içerisinde başlangıç (0), 6 ve 12. ay değerlendirmesini içermektedir ve harflerin farklı olduğu gruplar istatistiksel olarak anlamlı olarak birbirinden farklıdır.

Dikey (sütun): Büyük harf materyallerin aynı zaman diliminde birbirleri ile değerlendirilmesini içermektedir ve harflerin farklı olduğu gruplar istatistiksel olarak birbirinden farklıdır.

***Cavosurface* Marjinal Renklenme**

Cavosurface marjinal renklenme değerlendirmesinde başlangıç (0), 6 ve 12. aylarda grupların kendi içinde ve birbirleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak

anlamli bir fark tespit edilmedi ve skorlar yoğunlukla Alpha (A) idi ($p \geq 0.05$) (tablo 4.5).

Tablo 4.5. Materyallerin farklı zamanlarda *cavosurface* marjinal renklenme skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri

| <i>Cavosurface</i> Marjinal Renklenme (CMR) | ZLS-Vita Suprinity | | | | LCS-IPS e.max CAD | | | | RİCS-Vita Enamic | | | |
|--|--------------------|--------------|--------------|----------------|-------------------|---------------|--------------|----------------|------------------|---------------|--------------|----------------|
| | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) |
| Başlangıç (0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 6. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 11 (%91.7) | 1 (%8.3) | 0 (%0) | 12 | 11 (%91.7) | 1 (%8.3) | 0 (%0) |
| 12. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 11 (%91.7) | 1 (%8.3) | 0 (%0) | 12 | 11 (%91.7) | 1 (%8.3) | 0 (%0) |

Sekonder Çürük

Sekonder çürük değerlendirmesinde başlangıç (0), 6 ve 12. aylarda grupların kendi içinde ve birbirleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ve skorların tamamı Alpha (A) idi ($p \geq 0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Materyallerin farklı zamanlarda sekonder çürük skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri

| Sekonder Çürük (SC) | ZLS-Vita Suprinity | | | | LCS-IPS e.max CAD | | | | RİCS-Vita Enamic | | | |
|---------------------------|--------------------|--------------|--------------|----------------|-------------------|--------------|--------------|----------------|------------------|--------------|--------------|----------------|
| | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) |
| Başlangıç (0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 6. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 12. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |

Anatomik Kontur

Anatomik kontur değerlendirmesinde başlangıç (0), 6 ve 12. aylarda gruplar kendi içinde ve birbirleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ve skorların tamamı Alpha (A) idi ($p \geq 0.05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Materyallerin farklı zamanlarda anatomik kontur skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri

| Anatomik Kontur (AK) | ZLS-Vita Suprinity | | | | LCS-IPS e.max CAD | | | | RİCS-Vita Enamic | | | |
|----------------------|--------------------|-----------|-----------|-------------|-------------------|-----------|-----------|-------------|------------------|-----------|-----------|-------------|
| | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) |
| Başlangıç (0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 6. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 12. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |

Marjinal Uyum

Marjinal Uyum değerlendirmesinde başlangıç (0), 6 ve 12. Aylarda gruplar kendi içinde ve birbirleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilemedi ve skorların tamamı Alpha (A) idi ($p \geq 0.05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Materyallerin farklı zamanlarda marjinal uyum skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri

| Marjinal Uyum (MU) | ZLS-Vita Suprinity | | | | LCS-IPS e.max CAD | | | | RİCS-Vita Enamic | | | |
|--------------------|--------------------|-----------|-----------|-------------|-------------------|-----------|-----------|-------------|------------------|-----------|-----------|-------------|
| | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) |
| Başlangıç (0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 6. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 12. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |

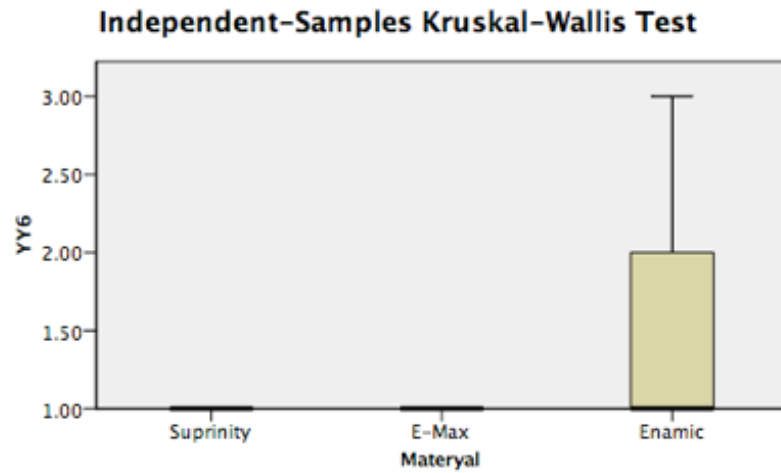
Yüzey Yapısı

Yüzey yapısı değerlendirmesinde, materyaller kendi içinde başlangıç (0), 6 ve 12. aylarda değerlendirildiğinde ZLS ve LCS arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p \geq 0.05$). RİCS grubunda ise; başlangıç (0) ve 12. aylar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ve skorlar Alpha (A)'dan yoğunlukla Bravo (B)'ya değişti ($p < 0.001$) (Şekil 4.2). Grupların birbirleriyle karşılaştırılmasında başlangıç (0) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p \geq 0.05$), 6. ay kontrollerinde, RİCS-ZLS ve RİCS-LCS arasında istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p = 0.04$) (Grafik 4.3). ZLS ve LCS skorları Alpha (A) iken, RİCS grubu Bravo (B) skorlamasına daha yakındı. On ikinci ay kontrollerinde, RİCS-ZLS ve RİCS-LCS arasında istatistiksel

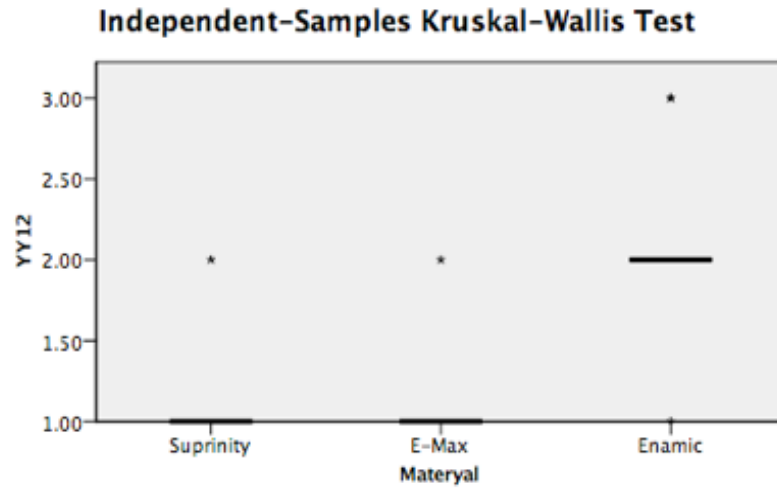
olarak anlamlı bulundu ($p < 0.001$) (Grafik 4.4). On ikinci ayda ZLS ve LCS skorları her gruptan 1'er restorasyon Bravo (B) hariç Alpha (A) iken, RİCS grubu 1 restorasyon Alpha (A) ve 2 restorasyonun Charlie (C) skorlaması haricinde yoğunlukla Bravo (B) skorlamasına sahipti (Tablo 4.10) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Materyallerin farklı zamanlarda yüzey yapısı skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri

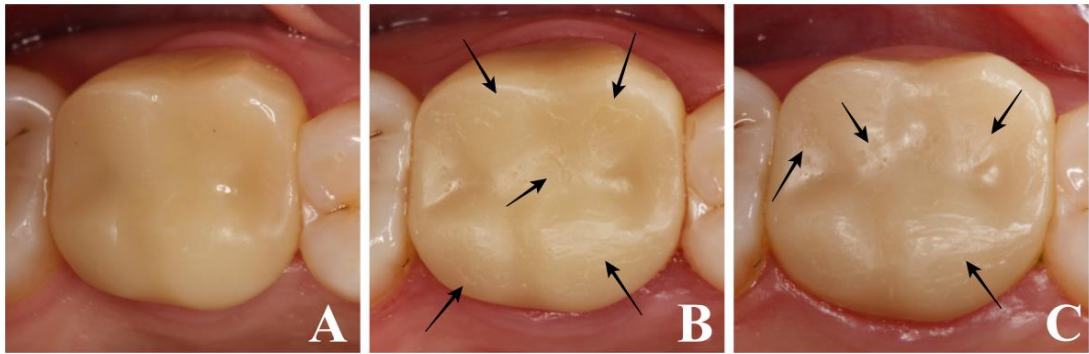
| Yüzey Yapısı (YY) | ZLS-Vita Suprinity | | | LCS-IPS e.max CAD | | | RİCS-Vita Enamic | | | | | |
|-------------------|--------------------|---------------|-------------|-------------------|----|---------------|------------------|-------------|----|--------------|--------------|--------------|
| | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) |
| Başlangıç (0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 6. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 7 (%58.3) | 4 (%33.3) | 1 (%8.3) |
| 12. ay | 12 | 11 (%91.7) | 1 (%8.3) | 0 (%0) | 12 | 11 (%91.7) | 1 (%8.3) | 0 (%0) | 12 | 1 (%8.3) | 9 (%75) | 2 (%16.7) |



Grafik 4.2. Altıncı ay değerlendirilmesinde materyallerin yüzey yapısı skorlarına göre box plot dağılımı.



Grafik 4.3. On ikinci ay değerlendirilmesinde materyallerin yüzey yapısı skorlarına göre box plot dağılımı.



Şekil 4.2. RİCS materyalin başlangıç (0) (A), 6.ay (B) ve 12. ay (C) yüzey yapısı görüntüsü

Tablo 4.10. Materyallerin yüzey yapısı açısından farklı zamanlarda kendi içlerinde ve aynı zaman diliminde birbirleri ile değerlendirilmesi

| Yüzey Yapısı (YY) | YY0 Ort. Sıra (Mean rank) | YY6 Ort. Sıra (Mean rank) | YY12 Ort. Sıra (Mean rank) | P |
|--------------------|---------------------------|---------------------------|----------------------------|-------|
| ZLS-Vita Suprinity | 1.96 | 1.96 ^A | 2.08 ^A | 0.368 |
| LCS-IPS e.max CAD | 1.96 | 1.96 ^A | 2.08 ^A | 0.368 |
| RİCS-Vita Enamic | 1.33 ^a | 1.92 ^{ab,B} | 2.75 ^{bb} | 0.002 |
| p | 1.00 | 0.004 | <0.001 | |

Yatay (satır): Küçük harf aynı materyalin kendi içerisinde başlangıç (0), 6 ve 12. ay değerlendirmesini içermektedir ve harflerin farklı olduğu gruplar istatistiksel olarak anlamlı olarak birbirinden farklıdır. Dikey (sütun): Büyük harf materyallerin aynı zaman diliminde birbirleri ile değerlendirilmesini içermektedir ve harflerin farklı olduğu gruplar istatistiksel olarak birbirinden farklıdır.

Kütlesel Kırık

Kütlesel kırık değerlendirilmesinde başlangıç (0), 6 ve 12. Aylarda grupların kendi içinde ve birbirleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ve skorların tamamı Alpha (A) idi ($p \geq 0.05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Materyallerin farklı zamanlarda kütleli kırık skorlarının dağılımı ve yüzde değerleri

| Kütlesel Kırık (KK) | ZLS-Vita Suprinity | | | LCS-IPS e.max CAD | | | RİCS-Vita Enamic | | | | | |
|---------------------|--------------------|-----------|-----------|-------------------|----|-----------|------------------|-------------|----|-----------|-----------|-------------|
| | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) | n | Alpha (A) | Bravo (B) | Charlie (C) |
| Başlangıç (0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 6. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |
| 12. ay | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) | 12 | 12 (%100) | 0 (%0) | 0 (%0) |

4.3. Periodontal Muayene Bulguları

Hastalardan başlangıç (0) (Tablo 4.12), 6. ay (Tablo 4.13) ve 12. ay (Tablo 4.14) zaman dilimlerinde detaylı şekilde gerçekleştirilen periodontal muayene sonrası, periodontal cep derinliği (CD), klinik ataçman düzeyi (KAD), dişeti kanama zamanı indeksi (DKZİ), plak indeksi (Pİ), gingival indeks (Gİ) ve keratinize dişeti miktarı (KDM) değerlendirildi. Çalışmanın değerlendirildiği her üç dönemde istatistiksel açıdan anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p \geq 0.05$).

Tablo 4.12. Başlangıç (0) periodontal parametre değerleri

| Başlangıç (0) | ZLS-Vita Suprinity | LCS-IPS e.max CAD | RİCS-Vita Enamic | p |
|-------------------------------------|----------------------------|---------------------------|---------------------------|-------|
| | Median±SS | Median±SS | Median±SS | |
| | (Min.-Max.) | (Min.-Max.) | (Min.-Max.) | |
| Periodontal Cep Derinliği (CD) | 2.17±0.48 (1.17- 2.83) | 2.09±0.96 (1.00- 4.17) | 1.83±0.36 (1.17- 2.17) | 0.215 |
| Klinik Ataçman Düzeyi (KAD) | 2.17±0.48 (1.17- 2.83) | 2.42±1.07 (1.00- 4.17) | 1.92±0.39 (1.17- 2.33) | 0.315 |
| Dişeti Kanama Zamanı İndeksi (DKZİ) | 1.00±1.09 (0.25- 3.00) | 1.88±0.94 (0.25- 3.00) | 1.13±0.92 (0.00- 3.00) | 0.341 |
| Plak İndeksi (Pİ) | 0.50±0.43 (0.00- 1.25) | 0.38±0.60 (0.00- 2.00) | 0.25±0.46 (0.00- 1.00) | 0.287 |
| Gingival İndeks (Gİ) | 1.25±0.56 (0.25- 2.00) | 1.13±0.73 (0.00- 2.00) | 1.25±0.58 (0.00- 2.00) | 0.679 |
| Keratinize Dişeti Miktarı (KDM) | 4.50±2.43 (3.00- 10.00) | 3.50±1.37 (1.00- 5.00) | 4.00±1.22 (2.00- 7.00) | 0.418 |

Tablo 4.13. Altıncı ay periodontal parametre değerleri

| 6.ay | ZLS-Vita Suprinity | LCS-IPS e.max CAD | RİCS-Vita Enamic | p |
|--|----------------------------|---------------------------|---------------------------|-------|
| | Median±SS | Median±SS | Median±SS | |
| | (Min.-Max.) | (Min.-Max.) | (Min.-Max.) | |
| Peridontal Cep Derinliği (CD) | 2.00±0.17 (1.67- 2.33) | 2.09±0.80 (1.00- 3.67) | 2.25±0.63 (1.33- 3.50) | 0.586 |
| Klinik Ataçman Düzeyi (KAD) | 2.00±0.17 (1.67- 2.33) | 2.09±0.80 (1.00- 3.67) | 2.29±0.63 (1.33- 3.50) | 0.496 |
| Dişeti Kanama Zamanı İndeksi (DKZİ) | 0.59±0.55 (0.00- 2.00) | 0.50±0.55 (0.00- 1.67) | 0.59±0.58 (0.00- 1.83) | 0.804 |
| Plak İndeksi (Pİ) | 1.00±0.39 (0.00-1.50) | 0.50±0.49 (0.00- 1.25) | 0.29±0.50 (0.00- 1.50) | 0.120 |
| Gingival İndeks (Gİ) | 1.09±0.47 (0.33-2.00) | 1.29±0.53 (0.00- 1.50) | 0.75±0.63 (0.00- 2.00) | 0.334 |
| Keratinize Dişeti Miktarı (KDM) | 4.00±2.47 (3.00- 10.00) | 4.00±1.62 (0.00- 5.00) | 3.5±1.72 (3.00- 8.00) | 0.734 |

Tablo 4.14. On ikinci ay periodontal parametre değerleri

| 12.ay | ZLS-Vita Suprinity | LCS-IPS e.max CAD | RİCS-Vita Enamic | p |
|--|---------------------------|---------------------------|---------------------------|-------|
| | Median±SS | Median±SS | Median±SS | |
| | (Min.- Max.) | (Min.- Max.) | (Min.- Max.) | |
| Peridontal Cep Derinliği (CD) | 2.00±0.40 (1.33- 2.83) | 2.00±0.75 (1.00- 3.67) | 1.83±0.72 (1.00- 3.00) | 0.721 |
| Klinik Ataçman Düzeyi (KAD) | 2.00±0.40 (1.33- 2.83) | 2.00±0.73 (1.00- 3.67) | 1.83±0.72 (1.00- 3.00) | 0.708 |
| Dişeti Kanama Zamanı İndeksi (DKZİ) | 0.42±0.60 (0.00-2.00) | 0.92±0.54 (0.00- 1.67) | 0.59±0.87 (0.00- 3.00) | 0.424 |
| Plak İndeksi (Pİ) | 0.75±0.60 (0.00- 2.00) | 1.00±0.52 (0.00- 1.67) | 0.84±0.46 (0.00- 1.17) | 0.720 |
| Gingival İndeks (Gİ) | 1.00±0.51 (0.33-2.00) | 1.00±0.50 (0.00- 1.83) | 1.00±0.47 (0.00- 1.33) | 0.263 |
| Keratinize Dişeti Miktarı (KDM) | 4.00±2.39 (3.00-10.00) | 4.00±1.51 (0.00- 5.00) | 4.00±1.68 (3.00- 8.00) | 0.794 |

5.TARTIŞMA

Tam seramik restorasyonlar, metal destekli restorasyonlar ile karşılaştırıldığında estetik ve biyolojik özellikleri açısından daha başarılı sonuçlar sergilediğinden, günümüzde hem hastalar hem de hekimler tarafından daha sık tercih edilmeye başlanmıştır (144). Bu sebeple üretici firmalar tam seramik sistemleri ile ilgili güncellemeler gerçekleştirmekte ve bu materyallerin in vitro ve klinik çalışmaları yapılmaktadır (94, 95). Yeni bir dental seramik materyalinin klinik olarak kullanımın yaygınlaşmasından önce in vitro ortamda mekanik testlerle değerlendirilmesi gerekmektedir (145). Bu testler incelenen belirli bir değişken hakkında önemli bilgiler vermesine rağmen klinik ortamda farklı sonuçlar gözlenebilmektedir. Ağız ortamında tükürük, ısı, mikroorganizma varlığı, çiğneme kuvvetleri ve oral hijyen gibi faktörler restorasyonun başarısını etkileyen önemli faktörlerdir. İn vitro çalışmalarda bu doğal ortam yansıtılmamaktadır (146). İn vitro çalışmaları bulunan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler (LCS-IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent), zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler (ZLS-Suprinity VITA Zahnfabrik) ve rezin infiltre cam seramikler (RİCS-Enamic VITA Zahnfabrik) hakkında yeterli klinik çalışma bulunmamakla birlikte, materyalleri birbirleri ile karşılaştıran klinik çalışma da olmaması nedeniyle çalışmamız klinik olarak planlandı (60-62, 89, 90, 147).

1998 yılında ilk defa lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin (IPS Empress II-1998, IPS e.max Press-2001, IPS e.max CAD-2005) kullanıma sunulmasından kaynaklı, RİCS ve ZLS materyalleri ile karşılaştırıldığında hakkında daha fazla in vitro ve in vivo çalışma bulunmaktadır. IPS e.max Press ya da CAD' in özellikle en az 1 mm kalınlıkta hazırlandığı restorasyonlarda başarılı mekanik özellikler sergilemesinin yanında, klinik olarak konvansiyonel metal destekli restorasyonlar gibi kabul edilebilir bir seçenek olduğu kanıtlanmıştır (148-151).

IPS e.max Press ve CAD restorasyonların güvenle kullanılmasının yanı sıra yapı olarak benzer özellikler gösteren ZLS daha tatmin edici mekanik özellikler sergilemektedir. Bu özellik içeriğinde doldurucu olarak zirkonyum oksit kullanılmasına dayanmaktadır (40). Dental marketteki yerini henüz 2013 yılında almış

olan bu materyal ile ilgili literatürde klinik çalışma bulunmamakla birlikte, sınırlı sayıda in vitro çalışma yer almaktadır (34, 152).

Protetik uygulamalarda kullanılan ve kaybedilen diş dokusu yerine konulan materyallerin dayanıklı olmasının yanı sıra, diş ile uyumlu elastik modülü sergilemesi beklenmektedir. Bu amaçla rezin infiltrate cam seramik adı verilen materyal sınıfı geliştirilmiştir. İlk defa 2013 yılında kullanıma sunulan bu materyal grubuna örnek olarak verilebilecek RİCS çalışmamızda kullanılmak üzere tercih edilmiştir. Mekanik özelliklerine dair kanıtlar ve diğer restoratif materyallerle karşılaştırmaları tartışmalı olan bu materyal grubunun çoğunlukla ise bükülme dayanımları (flexural strength) değerlendirilmiştir (8, 153, 154). Bükülme dayanımı ve elastik modülü gibi özelliklerinin dişe benzer olması, materyali restoratif bir tedavi seçeneği haline getirmektedir (153).

Çalışmamızın sıfır hipotezi yapısal olarak farklılıklar gösteren bu üç materyalin, klinik olarak benzer endikasyonlarda kullanımlarından, bir yıllık izlenim sürecinde bu materyallerden üretilen tek diş restorasyonlarda protetik ve periodontal açıdan fark bulunmamağı şeklinde kuruldu (35, 65, 83). Kurmuş olduğumuz sıfır hipotezi kısmen reddedildi.

Klinik çalışmalarda restorasyonların başarılarının değerlendirildiği kriterler elde edilecek sonuçlar açısından kritik öneme sahiptir. Hangi restorasyon tipinde hangi kriterin kullanımına karar vermek klinisyenleri zorlayan bir durumdur (116). Diş hekimliği araştırmalarında nispeten az olmakla birlikte son derece değerli klinik değerlendirme kriterleri bulunmaktadır. Bunlardan ilki 1971 yılında Cvar ve Ryge'in önerdiği ve renk eşleşmesi, kavite kenar boşluğu, anatomik form, marjinal adaptasyon ve çürüğün değerlendirildiği 'Ryge' kriterleridir. Bu kriterler 1980 yılında 'Modifiye Ryge Kriterleri' veya 'Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti (Modified United States Public Health Service-USPHS) Kriterleri'ne dönüştürülmüştür (116-118).

Son zamanlarda Hickel ve ark.(119) restorasyonların değerlendirilmesinde FDI'ya yeni bir öneri hazırlamışlardır. Estetik, fonksiyonel ve biyolojik olarak üç ana

başlık altında alt kategorilerle değerlendirilen bu sistem FDI tarafından 2008 yılında ‘Standart Kriterler’ olarak kabul edilmiştir (120, 121).

Günümüzde kullanılan bir başka değerlendirme ise California Dental Assosiation tarafından önerilen ‘Diş Bakımı Kalite Standartları (Standarts of Quality of Care)’dir (81). Kullanılan ölçeklerde farklılıklara rağmen genel hatları ile birbirine benzeyen bu sistemlerden herhangi biri klinik değerlendirme amacı ile kullanılabilir (119, 123, 125, 126). Buna rağmen modifiye USPHS kriterleri en eski ve en fazla kullanılan olması sebebi ile bu çalışmada tercih edildi (116).

Bu randomize klinik çalışma posterior bölgede tek diş tam seramik restorasyonların protetik ve periodontal açıdan 1 yıllık başlangıç klinik sonuçlarını değerlendirmek üzere tasarlandı. 1 yıl sonunda tüm restorasyonlar hastalarda başarı ile hizmet etmekteydi ve herhangi bir protetik ya da periodontal komplikasyon gözlenmedi. Pjetursson ve ark. (7)’nin düzenlemiş olduğu sağ kalım ve komplikasyon görülme oranlarının değerlendirildiği sistematik derlemede, en az 3 yıllık takipte seramik restorasyonların başarı oranı %84.4 iken, metal seramik restorasyonların %94.9 olarak belirtilmiştir. Bu durum çalışmamızda kullandığımız tam seramik materyallerinin metal destekli restorasyonlara bir alternatif olabileceği düşüncesini kuvvetlendirmektedir.

Restoratif diş hekimliğinde her klinisyenin amacı, eksik diş dokularını doğal dişlere maksimum benzerlikte yeniden yapılandırılmasının sağlanmasıdır (85). Diş morfolojisi, yüzey dokusu ve renk eşleşmesi gibi parametreler mümkün olduğunca doğala yakın taklit edilmelidir. Doğal dişlerin son rengi ise mine ve dentinin optik özelliklerinin kombinasyonu şeklindedir (155, 156). Benzer şekilde restoratif materyalin renk algısı, materyalin ışık yansıtıcılığı, saçılma, emilim ve geçirgenlik özelliklerine göre değişebilmektedir (155, 157).Pop-ciutrla ve ark. (158)’nin 2016 yılında yaptığı çalışmada, insan kesici, kanin ve molar dişlerinin hibrit seramik sistemlerle renk ve trasnlüsenslik bakımından değerlendirildiği çalışmada, Vita enamic translüsent materyali hem anterior (>%90 eşleşme) hem de posterior (>%80 eşleşme) bölge dentinine eşleşen en iyi materyal olarak sunulmuştur. 2018 yılında yapılmış nano-seramik ve polimer infilre hibrit seramik gruplarının optik

özelliklerinin değerlendirildiği bir diğer çalışmada, bu materyal gruplarının doğal renk ve yüzey parametresi sergilediği rapor edilmiştir (159). Bu çalışmalar ile paralel olarak bu çalışmada da başlangıç renk değerlendirmesinde RİCS en fazla Alpha (A) skoru alan dolayısı ile diş ile en fazla eşleşen materyal olarak bulundu.

Diş hekimliğinde bir başka popüler estetik restoratif materyal kompozittir. Seramiklerle kompozitlerin kırılma ve rijit yapılarının karşılaştırılmasında seramikler daha kırılma bir yapı sergilerler. Bununla birlikte, düşük renk kararlılığı ve daha düşük aşınma direnci göstermeleri kompozitlerin kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik ve biyolojik özelliklerinin gelişmiş olmasının yanı sıra doğal dişin fiziksel özelliklerini taklit etmeleri istenmektedir (160, 161). Üreticiler tarafından hibrit seramikler olarak da adlandırılan rezin infiltre cam seramikler, seramiklerin ve kompozitlerin mevcut dezavantajlarının üstesinden gelmek için geliştirilmiş materyallerdir (85). 2011 yılında Catealan ve ark. (162) yapmış oldukları ultraviyole yapay yaşlandırma ve renklendirici ajanlara tabi tutulan kompozit rezinlerin renk değişimlerinin değerlendirildiği çalışmada, değerlendirilen her kompozit materyal grubu istatistiksel anlamı olarak renk değişimi sergilemiştir. 2012 yılında yapılmış farklı kompozit materyallerinin yaşlanma ve renklenme ajanlarına maruz bırakılan bir başka çalışmada, klinik olarak kabul edilemez bir renklenme meydana geldiği ve bu sonuç için kısa bir uygulama süresinin yeterli olduğu sonucuna ulaşılmıştır (163). Yukardaki çalışmalarla paralel olarak, bu çalışmada materyalleri kendi içinde başlangıç (0), 6 ve 12. ayda değerlendirdiğimizde renk uyumu açısından materyaller arası istatistiksel olarak anlamlı farklılık sadece 0-12. aylar arasında RİCS grubunda bulundu ve başlangıç (0) skorunu (çoğunlukla Alpha (A)) koruyamadı. Bu durum materyalin yüksek oranda kompozit rezin içeriği ile açıklanabilir.

Lityum disilikat cam seramik, tam seramik restorasyonlarda kullanılan en popüler malzemelerden bir tanesidir. Bu seramikler, yüksek mukavemetli polikristalin alternatiflerinden daha üstün şeffaflık ve estetik görünüm sergilerler fakat kullanım alanları molar bölgede sınırlandırılmıştır (155). Lityum disilikat cam seramiklerin estetik özelliklerinden yararlanmak ve aynı zamanda daha güçlü bir materyal elde etmek amacıyla son yıllarda yeni bir materyal dental markette yerini almıştır.

Zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik olarak adlandırılan bu yeni materyal (ör. Vita Suprinity) yapısına %10 oranında zirkonyum oksit eklenen lityum silikat seramiktir. Hem estetik özellikleri geliştirilmiş hem de yapısı güçlendirilmiş bu materyalin zirkonya restorasyonların aksine adeziv simantasyonu da yapılabilmektedir (65). Şen ve ark. (164) 2018 yılında yapmış oldukları ve monolitik CAD/CAM restorasyonların mekanik ve optik özelliklerinin değerlendirildiği çalışmada, IPS e.max CAD'in translüsensi parametresi 26.0 olarak belirlenmiş iken, Vita Suprinity'nin 31.0 olarak belirtilmiştir ve aralarındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına göre zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik materyali daha yüksek translüsens özelliğe sahiptir (164). Çeşitli CAD/CAM cam seramik materyallerinin farklı kalınlık ve yüzey işlemleri uygulandığında translüsensi farklılıklarının değerlendirildiği bir diğer çalışmada materyal kalınlığı azaldıkça translüsensi özelliğinin arttığı belirtilmiştir. Bu çalışmalardan yola çıkarak bizim çalışmamızda da renk uyumu açısından farksızlığı yaratan grup ZLS iken, RİCS-LCS arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. Bu sonuca göre LCS, Bravo (B)'ya, RİCS ise Alpha (A)'ya daha yakın skorlar aldı. ZLS-RİCS ya da ZLS-LCS arası renk eşleşmesi açısından herhangi bir fark bulunmadı. Bu durum ZLS'nin yüksek translüsens özelliğine bağlanabileceği gibi, klinik çalışmalarda her hastada materyal kalınlığı, alttaki diş dokusu rengi gibi faktörler açısından optimum ve aynı koşullarının oluşturulamayacağı göz önüne alınmalıdır. Bizim çalışmamızda da randomize klinik çalışmanın bir gereği olarak hastalar rastgele olarak gruplara atandığından hastaya bağlı faktörlerin aynı grup içerisinde tamamen aynı olması sağlanamadı.

Çalışmamızda protetik değerlendirmede kullandığımız modifiye USPHS kriterlerinden bir başkası olan *Cavosurface* marjinal renklemenin değerlendirildiği nokta, restorasyon ile diş ara yüzünün birleştiği bölgedir. Gordan ve ark. (165) yapmış oldukları çalışmada, kenar renklenmesinin kullanılan rezin kompozit materyalden bağımsız olarak, en sık karşılaşılan defekt olduğunu belirtmişlerdir. Ağız ortamındaki fiziksel ve kimyasal değişimlerden kaynaklanarak zamanla kenar uyumunun bozulduğu ve restorasyon marjinde renklenme olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Başka bir çalışmada kenar renklenmesinin hem rezin kompozitin yapısından hem de adeziv sistemin kalınlığı ve içeriğinden kaynaklanabileceği belirtilmiştir (166). 2012

yılında yapılmış bir çalışmada 56 aya kadar olan takipte restorasyonların kenar renklenmesine ait Alfa (A) skorunda anlamlı bir azalma görülmüştür. Bravo (B) skorundaki artışın yiyecek renklenmesinden kaynaklanabileceği rapor edilmiştir (167). Bizim çalışmamızda ise 1 yıllık takipte *cavosurface* marginal renklenme açısından gruplar arasında ve aynı grubun farklı zaman aralıklarında değerlendirilmesinde (başlangıç (0), 6 ve 12. ay) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Yukarıda bahsedilen çalışmaların uzun dönem takipli çalışmalar olduğu düşünüldüğünde bu durum restorasyon takip süresinin kısa olması ile açıklanabilir. RİCS ve ZLS grubunda birer tane olmak üzere sadece 2 restorasyonda *cavosurface* marjinal renklenme gözlemlendi. Bu iki restorasyon aynı hastada bulunduğundan renklenmenin, hastanın beslenme alışkanlıkları ve ağız içi kimyasal ve fiziksel durumundan etkilenmiş olabileceği düşünülebilir.

Sekonder çürükler direk veya indirek restorasyonlar uygulandıktan sonra restorasyon marjin sınırında ya da restorasyon altında meydana gelen çürüklerdir. Stefanski ve Van Dijken (168)'in direk kompozit restorasyonları değerlendirdiği iki yıllık klinik çalışmalarında hiç sekonder çürüğe rastlanmamıştır. Bu durum iyi bir kenar tıkamasının sonucu olabileceği gibi, değerlendirme süresinin kısa olması ile de açıklanabilir. Sekonder çürük oluşumunun uzun süreli takiplerde gösterildiği gibi en az 4-6 yıllık bir takip süresinin sonunda değerlendirilmesi gerekmektedir (169). Bizim çalışmamızda da bu çalışmalarla paralel olarak 1 yıllık takip süresinin sonunda sekonder çürüğe rastlanmadı. Bu durum takip süresinin kısa olması ile açıklanabilir.

Anatomik form, restoratif materyalin diyetle bulunan yiyecek-içecekler ve çiğneme sırasında oluşan aşınmasına bağlı olarak değişebileceği gibi restoratif materyalin özelliklerine de bağlı olarak değişebilir. Restoratif materyalde aşınma ve dolayısı ile anatomik formun değişmesi sıklıkla rezin içerikli restoratif materyallerde meydana gelmektedir (166, 170). Geleneksel rezin kompozitlerin değerlendirildiği 3 yıllık klinik takipli bir çalışmada restorasyonların hiçbirinde herhangi bir anatomik form bozukluğuna rastlanmamıştır (171). Bu çalışmada materyallerin tamamının seramik olduğu ve takip süresinin kısa olduğu (1 yıl) göz önünde bulundurulduğunda restorasyonların hiçbirinde anatomik form değişikliği gözlenmedi.

Restorasyon marjindeki yetersiz adaptasyon, zamanla siman çözünürlüğüne sebep olmakta ve bu durum plak tutulumu ile sonuçlanmaktadır. Restorasyon yüzeyinde plak tutulumu ise diş yapısına (sekonder çürüklere) ve periodontal dokulara (iltihaplanma) zarar verir (172). Bu amaçla internal ve marjinal uyum restorasyonlarda değerlendirilmesi gereken önemli konulardır (173-175). Restorasyonların marjinal uyumlarındaki değişiklik dört sebepten meydana gelebilmektedir: Farklı restoratif materyallerin kullanılması (Ör. metal destekli& tam seramik restorasyon), aynı materyalde farklı üretim tekniklerinin kullanılması (Ör. döküm&laser sinter), aynı materyal grubunda farklı sinterleme sürelerinin kullanılması (Ör. hızlı&yavaş sinterizasyon) ya da restorasyon CAD/CAM olarak üretilecek ise farklı CAD/CAM üretim sistemlerinin kullanılması (Ör. Cerec&Procera) (173, 175, 176). Bizim çalışmamızda restorasyonların hepsi aynı CAD/CAM tekniği ile aynı materyal grubundan üretildiklerinden (cam seramikler) değerlendirme aşamasında herhangi bir fark görülmedi.

Seramikler ve rezin bazlı kompozitler, diş hekimliğinde iki ana restoratif materyal sınıfıdır. Resin esaslı kompozitler, bir organik polimer matriks ve güçlendirici inorganik dolduruculardan oluşur (160, 177). Doldurucu teknolojisinin geliştirilmesi kompozitlerin özelliklerinde önemli gelişmeler sağlamıştır (160). Bununla birlikte, direk kompozit restorasyonların klinik performansı, marjinal adaptasyon, renk uyumu ve anatomik formu dikkate alan dolaylı seramik restorasyonların performansından hala daha düşüktür (178). 2010 yılında yapılmış, 3 yıllık bir klinik çalışma indirek kompozit restorasyonların tam seramik restorasyonlara kıyasla daha düşük estetik ve aşınma direncine sahip olduğunu göstermiştir (179). Dental seramikler ise esas olarak kristalin faz ve/veya cam matriksinden oluşan inorganik malzemelerdir (180). Her iki materyal grubunun avantajlarından yararlanmak amacıyla geliştirilen resin infiltre cam seramikler alternatif bir çözüm sunabilmektedir (84). Fakat RİCS içeriğinde resin yapıdan ötürü karşılığındaki dentinden daha fazla aşınma paterni sergilemekte ve bu durum yüzey yapısını bozmaktadır (181). Restorasyonun yüzey yapısı hasta konforu, estetik, plak retansiyonu ve renklenme açısından kritik öneme sahiptir. Pürüzlü yüzeye sahip materyallerin bakteriyel adezyonu arttırdığı ve renklenmeye direnci azalttığı

bilinmektedir (182). Bizim çalışmamızda; yukarıda belirtilen çalışmalarla paralel şekilde, ZLS ve LCS takip süresince herhangi bir yüzey özelliği değişimi göstermezken, RİCS grubunda başlangıç (0)-12. ay kontrolleri arasında yüzey yapısı skoru Alpha (A)'dan Bravo'ya doğru değişmekte ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir. Sadece 12. ay kontrolünde bir adet ZLS ve bir adet LCS restorasyon Alpha (A)'dan Bravo (B)'ya değişmişti. Bu değişimi sergileyen restorasyonların her ikisinin de aynı hastada bulunması beslenme alışkanlıkları ya da oklüzal faktörler gibi etkenlerin bu değişime sebep olduğu kanısını güçlendirmektedir. Materyalleri her bir takip sürecinde yüzey özelliği açısından birbirleri ile kıyasladığımızda ise, başlangıçta (0) anlamlı bir fark bulunmazken, 6 ve 12. ay kontrollerinde RİCS-ZLS ve RİCS-LCS arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır. ZLS ve LCS 12. ayda birer restorasyon hariç tamamen Alpha (A) skoruna sahipken, RİCS grubu her iki dönemde de Bravo (B) skoruna değişmişti. Bu durum materyalin rezin içeriği sebebiyle aşınma paterninin farklı olmasından kaynaklanmaktadır.

Tam seramik restorasyonlarda kütleli kırıkların en yaygın başarısızlık olması nedeniyle çoğu klinik çalışma, istatistiksel analizlerde sadece bu komplikasyonu dikkate almaktadır (183). Restorasyonun bulunduğu bölge (anterior ya da posterior) uzun dönem başarıda anahtar faktördür (7, 184). Kırık görülme oranının posterior bölgede daha fazla olması çiğneme kuvvetlerinin bu bölgede daha fazla olmasına dayanmaktadır (185, 186). Dhima ve ark. (125)'nin yapmış oldukları 5 ve 10 yıllık takipte seramik restorasyonların klinik başarısının değerlendirildiği çalışmada; restorasyonların sağ kalım oranı sırası ile %95.1 ve %92.8 bulunmuştur. Bu durum tam seramik restorasyonların 10 yıl takipte dahi güvenle kullanılabilmesi sonucunu çıkarırken, bir yıllık başlangıç sonuçlarının değerlendirildiği bu çalışmada hiç kütleli kırık görülmemesi beklenen bir sonuçtur.

Başarılı bir restoratif tedavinin ilk aşaması kuşkusuz ki sağlıklı bir periodonsiyumdur. Restoratif diş hekimliği ile peridodontal sağlığın korunması arasında karşılıklı bir ilişki vardır. Zayıf ve başarısız bir restoratif tedavi plak akümüasyonu ve devamında enflamasyonu tetikler. Restorasyonlar kendi kendini temizleyecek ve diş eti sağlığını geliştirecek şekilde tasarlandığında, dokular restorasyon-diş arayüzünde uyumlu ve estetik bir ilişki sunar (187, 188).

Restorasyonların kendi kendini temizleyebilmesinin temel koşulu restorasyon-diş birleşim arayüzünün supragingival olmasıdır. Diş yüzeyinde oluşan plak mikrobiyal bir biyofilm içerdiğinden, basamağın bulunduğu nokta (supragingival, dişeti seviyesi ve subgingival yerleşim) bakteri kompozisyonunu dolayısı ile hastalığın şiddetini belirler. Supragingival dokularda oluşan plak tükürük ile temas halinde olduğundan daha çok oral flora ile uyumludur. Subgingival florada ise anarobik bakteriler baskın olduğundan oluşan hastalık tablosu daha yıkıcı karakterdedir. Ayrıca supragingival veya dişeti ile aynı seviyede yerleşim gösteren bir restorasyon dilin ve tükürüğün doğal temizleme mekanizmasından yararlanmayı sağlar (133). Bu amaçla çalışmamızda restorasyon marjinleri supragingival ya da dişeti ile aynı seviyede olacak şekilde tercih edildi. Periodontal cep derinliği (CD), klinik ataçman düzeyi (KAD), dişeti kanama zamanı indeksi (DKZİ), plak indeksi (Pİ), gingival indeks (Gİ) ve keratinize dişeti miktarının (KDM) değerlendirildiği başlangıç (0), 6 ve 12. aylarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın gözlenmemesi bu amacı destekler niteliktedir.

Son yıllarda simantasyon aşamasını daha kolay hale getirebilmek için çeşitli kullanımlara sahip simanlar piyasaya sunulmuştur ve bunlar arasında en çok tercih edileni self-adeziv simanlardır. Bu tip simanlar konvansiyonel aşamalı (total etch) sistemlere göre daha kolay uygulanabilmesine rağmen, konvansiyonel aşamalı sistemler daha güçlü bağlanma sergilemektedir. 2008 yılında Frankenberger ve ark. (189) yaptıkları çalışmaya göre seramik inleylerin simantasyonunda konvansiyonel sistemler daha iyi bağlanma ve marjinal bütünlük sağlamaktadır. 2009 yılında yapılmış bir diğer çalışmada self-adeziv ve konvansiyonel aşamalı simanların bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde bir önceki çalışmaya benzer şekilde konvansiyonel aşamalı simanlar daha iyi bulunmuştur (190). Rezin simanların seramiklere bağlantısını artırabilmek için restorasyon iç yüzeyine çeşitli işlemlerin uygulanması sıklıkla başvurulan yöntemlerdir. Seramik yapıdaki camsı fazın hidroflorik asit ile selektif aşındırılmasının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı belirlenmiştir. Bu durumda restorasyonun ıslanabilirliği dolayısı ile bağlantı özelliği artmaktadır (191, 192). Bir diğer yüzey işlemi olan silan kullanımı, silika esaslı seramiklerin rezin matrikse bağlanmasını maksimuma çıkarmanın yaygın bir yolu olarak önerilmiştir, çünkü bunların hidroksil ve organofonksiyonel terminal grupları

sırasıyla silika ve rezin ile bağlanabilmektedir (193-195). Tüm bu çalışmalardan yola çıkarak ve yüksek bağlanma, kullanım kolaylığı, yüksek aşınma direnci, diş benzeri florosan özellik ve renk stabilitesi (içeriğinde tersiyer amin bulunmaması) (196) nedeni ile çalışmamızda RelyX™ Ultimate Clicker™ TR Shade hem kimyasal hem de ışıqla sertleşen (dual cure) rezin siman tercih edildi.

Araştırılan protetik ve periodontal parametreler dışında restorasyonların üretimi ve teslimi esnasında 12 adet ZLS kronların 5 (%41.7), LCS kronların 1 (%8.3) ve RİCS kronların 1 adedinde (%8.3) kırık ya da çatlak hattı ile karşılaşıldı. Veri yetersizliği nedeniyle istatistiksel analiz yapılamadı ancak etkiler klinik olarak gözlemlendi. Özellikle ZLS grubunda %41.7'lik oran dikkat çekicidir. Bu durum sonucunda ZLS materyalin yapısı incelendiğinde LCS ve RİCS grubuna göre daha sert bir yapı sergilediği görüldü. LCS-IPS e.max CAD 5.8 GPa, RİCS-Vita Enamic 2.5 GPa ve ZLS-Vita Suprinity 7 GPa sertlik değeri göstermektedir (35, 65, 83). Bu özellik materyali rijit hale getirmekte dolayısı ile prova ya da üretim esnasındaki streslerde daha kısa sürede olası kırık ya da çatlakla sonuçlanmaktadır.

Restorasyonların başarı kriterleri değerlendirildiğinde, restorasyonun komşu dişlerle renk uyumu başta gelen gerekliliklerdendir. Bu amaçla renk seçiminin doğru bir şekilde gerçekleştirilmesi büyük önem taşımaktadır. Görsel ve elektronik olarak restorasyon renk seçimi yapılabilmektedir. Görsel olarak diş rengi seçimi klinisyene bağlı birçok öznel faktörden etkilenebilir. Elektronik renk seçim cihazları ise, diş renginin daha doğru ve güvenilir seçilmesine imkan sağlamaktadır. Çünkü bunlar görsel seçimi etkileyen aydınlatma ve klinisyen değişkenliği gibi önemli parametrelerden etkilenmektedirler (197, 198). 2009 ve 2011 yılında yapılmış iki ayrı çalışmanın sonuçlarına göre elektronik renk seçim cihazları mükemmel tekrarlanabilirlik gösterir ve bu sayede diş rengini seçmek ve tedavi sonrası tekrarlayan takip randevularında diş renginin değerlendirilmesi daha doğru yapılabilir (199, 200). Buradan yola çıkarak renk seçiminin klasik renk skalasıyla görsel olarak yapılması çalışmamızın bir limitasyonu olarak gösterilebilir.

Restorasyonların takip süresinin kısa olması (1 yıl) materyal grupları hakkında net bilgi vermek adına çalışmamızın limitasyonlarından biridir. Literatürde daha anlamlı

sonuçlara ulaşabilmek adına daha uzun süreli takip periyoduna sahip klinik çalışmalara ihtiyaç vardır (201, 202).

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Üç farklı seramik materyalinin 1 yıllık klinik performanslarını değerlendirdiğimiz bu çalışmada;

1. Restorasyonlar Modifiye USPHS kriterleri dahilinde değerlendirildiğinde renk uyumu ve yüzey yapısı açısından rezin infiltre cam seramikler (RİCS-Vita Enamic) 1 yıllık izlenim sürecinde stabilitesini koruyamamıştır.

2. Çalışmamızda kullanılan zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS-Vita Suprinity), lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (LCS-IPS e.max CAD) ve rezin infiltre cam seramikler (RİCS-Vita Enamic) peridontal açıdan benzer özellikler sergilemekle birlikte biyoyumludurlar.

3. 1 yıllık gözlem süresinin sonunda her üç materyal grubundan üretilen restorasyonlar %100 sağkalım oranı ile hastalara hizmet vermektedir. Bu durum herhangi bir materyal grubunu posterior bölgede tek diş tam kron restorasyonlarda tercih edilebilir yapmakla birlikte; çalışmamızın takip süresinin kısa olması nedeniyle kesin bir sonuca ulaşabilmek için daha uzun süreli, daha fazla sayıda dişin değerlendirildiği ve daha çok klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKÇA

1. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(3):241-9.
2. Poggio CE, Ercoli C, Rispoli L, Maiorana C, Esposito M. Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017;12:CD009606.
3. Miura S, Kasahara S, Yamauchi S, Okuyama Y, Izumida A, Aida J, et al. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic single crowns: an up to 12-year retrospective cohort study. *Clin Oral Investig.* 2018;22(2):697-706.
4. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939).* 2006;137 Suppl:14s-21s.
5. Ergun G, Cekic I, Lassila LV, Vallittu PK. Bonding of lithium-disilicate ceramic to enamel and dentin using orthotropic fiber-reinforced composite at the interface. *Acta odontologica Scandinavica.* 2006;64(5):293-9.
6. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35(11):819-26.
7. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015;31(6):603-23.
8. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater.* 2017;33(1):99-109.
9. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British dental journal.* 1965;119(6):251-67.
10. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2014;112(1):22-30.
11. KARAKOCA DS, YILMAZ H. ZİRKONYUM VE SABİT PROTEZLERDE KULLANIMI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2006.
12. Bayramoğlu Emre ÖY. Cam seramik restorasyonlar ve zirkonya alt yapılı seramik restorasyonların karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2012;22.
13. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(1):34-42.
14. Arnetzl G, Arnetzl GV. Hybrid materials offer new perspectives. *International journal of computerized dentistry.* 2015;18(2):177-86.

15. Seydler B, Schmitter M. Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-Year results. *J Prosthet Dent.* 2015;114(2):212-6.
16. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics.* 2015;28(3):227-35.
17. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995).* 2010;31(9):682-4, 6, 8 passim; quiz 98, 700.
18. Pilathadka S, Vahalova D. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta medica (Hradec Kralove).* 2007;50(2):101-4.
19. Anusavice KJ. *Philips' Science of Dental Materials: Missouri: Elsevier Science.; 2003.*
20. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2005;22(1):41-8.
21. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside dentistry.* 2009;5(9):94-103.
22. Efeoğlu A. *Diş Hekimliği Tarihi: alemdar ofset, istanbul; 1992.*
23. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen: istanbul üniversitesi basım evi ve film merkezi,istanbul; 1999.*
24. McLean J. The Strengthening of Dental Porcelain. *The Science of Dental Ceramics. Quintessence.* 1979:55-63.
25. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists.* 1996;7(2):134-43.
26. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A.* 2000;53(4):297-303.
27. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig.* 2013;17(5):1407-13.
28. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *The International journal of prosthodontics.* 2004;17(4):469-75.
29. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006;37(4):253-9.
30. Teichmann M, Gockler F, Weber V, Yildirim M, Wolfart S, Edelhoff D. Ten-year survival and complication rates of lithium-disilicate (Empress 2) tooth-supported crowns, implant-supported crowns, and fixed dental prostheses. *J Dent.* 2017;56:65-77.

31. Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 years. *Quintessence Int.* 2015;46(3):189-97.
32. Simeone P, Gracis S. Eleven-Year Retrospective Survival Study of 275 Veneered Lithium Disilicate Single Crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2015;35(5):685-94.
33. Hench LL, Day DE, Höland W, Rheinberger VM. Glass and medicine. *International Journal of Applied Glass Science.* 2010;1(1):104-17.
34. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016;32(7):908-14.
35. Scientific Documentation IPS e.max® CAD. Ivoclar Vivadent; 2009.
36. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2007;98(2):120-8.
37. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-56.
38. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International journal of prosthodontics.* 2002;15(4):339-46.
39. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. *ORAL & implantology.* 2014;7(3):57-70.
40. VITA Z. VITA SUPRINITY® Technical and scientific documentation. 2013.
41. VITA Z. VITA ENAMIC® Technical and scientific documentation. 2016.
42. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal.* 2013;7:118-22.
43. *The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition.* *J Prosthet Dent.* 2017;117(5S):e1-e105.
44. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials.* thirteenth ed: elsevier; 2012.
45. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection: Quintessence Publishing Company;* 2008.
46. Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi: Yurtmim Yayıncılık; Aralık 2014.*
47. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
48. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2007;98(5):389-404.
49. Kelly JR. Dental Ceramics. *The Journal of the American Dental Association.* 2008;139:S4-S7.

50. Kelly JR. *Ceramics in Dentistry: Principles and Practice*: Quintessence Publishing Company, Incorporated; 2016.
51. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental clinics of North America*. 2004;48(2):viii, 513-30.
52. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2002;68(4):233-7.
53. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental clinics of North America*. 2007;51(3):713-27, viii.
54. Höland W, Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V. Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2006;352(38-39):4041-50.
55. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of biomedical materials research*. 2000;53(4):297-303.
56. Sartori N TG, Phark J, Takanashi K, Lin R, Duarte S. CAD/CAM High Strength Glass- Ceramics. *Quintessence of dental technology*. 2015;38:39-54.
57. Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices*. 2008;5(6):729-45.
58. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics of North America*. 2011;55(2):333-52, ix.
59. El-Meliegy E, van Noort R. *Glasses and glass ceramics for medical applications*: Springer science & business media; 2011.
60. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater*. 2016;32(2):223-32.
61. Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;59:304-13.
62. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *Journal of dental research*. 2016;95(1):67-73.
63. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int*. 2013;44(5):393-405.
64. Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Oper Dent*. 2016;41(3):284-92.
65. VITA SUPRINITY® PC Working Instructions. VITA; 2016.

66. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater.* 2002;18(3):216-20.
67. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal.* 2014;33(1):79-85.
68. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater.* 2008;24(8):1107-13.
69. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research.* 2007;86(2):142-6.
70. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research.* 2014;58(4):208-16.
71. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research.* 2013;57(4):236-61.
72. Kwon TK, Pak HS, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, et al. Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *The journal of advanced prosthodontics.* 2013;5(2):92-7.
73. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater.* 2008;24(3):308-18.
74. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research.* 1989;23(1):45-61.
75. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental clinics of North America.* 2004;48(2):viii, 531-44.
76. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *The International journal of prosthodontics.* 2002;15(2):183-8.
77. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation.* 2010;37(8):641-52.
78. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(5):633-45.
79. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, et al. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *Journal of biomedical materials research.* 2002;63(3):262-70.
80. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review.* 2008;44(1):3-21.
81. American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. [Internet]. Accessed March 17, 2015. Available from: <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>. .

82. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Technical Product Profile. 3M ESPE; 2011.
83. VITA ENAMIC® for IOS FastDesign™ System Working Instructions. VITA; 2014.
84. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29(4):419-26.
85. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials.* 2014;30(5):564-9.
86. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al].* 2014;26(6):382-93.
87. SHOFU BLOCK & DISK HC CAD/CAM CERAMIC-BASED RESTORATIVE. Shofu Dental Corporation.
88. 3 Paradigm™ TM MZ100 Block Technical Product Profile. 3M ESPE.
89. Frankenberger R, Zeilinger I, Krech M, Morig G, Naumann M, Braun A, et al. Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dent Mater.* 2015;31(11):1312-20.
90. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.* 2016;32(4):529-34.
91. Lopez-Suarez C, Castillo-Oyague R, Rodriguez-Alonso V, Lynch CD, Suarez-Garcia MJ. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *J Dent.* 2018;73:97-104.
92. Klink A, Huettig F. Complication and survival of Mark II restorations: 4-year clinical follow-up. *The International journal of prosthodontics.* 2013;26(3):272-6.
93. Marchionatti AME, Aurelio IL, May LG. Does veneering technique affect the flexural strength or load-to-failure of bilayer Y-TZP? A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2018.
94. Shillingburg HT, Sather DA. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*: Quintessence Pub.; 2012.
95. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):61-6.
96. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental clinics of North America.* 2011;55(3):559-70, ix.
97. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association.* 2006;137:7S-13S.
98. Mormann WH, Bindl A. The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int.* 2000;31(10):699-712.

99. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2006;137 Suppl:5s-6s.
100. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11.
101. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig*. 2011;15(4):527-36.
102. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *Journal of oral rehabilitation*. 2014;41(11):853-74.
103. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2001;132(9):1301-3.
104. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*. 2004;92(3):250-7.
105. Şen D. Simantasyon: Quintessence yayıncılık; 2011.
106. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):135-41.
107. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995). 2013;34(1):42-4, 6.
108. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental clinics of North America*. 2007;51(3):643-58, vi.
109. Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995). 1999;20(3):197-9, 202-8, 10 passim; quiz 20.
110. Haddad MF, Rocha EP, Assuncao WG. Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *J Craniofac Surg*. 2011;22(3):952-8.
111. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2004;92(3):265-73.
112. Smith DS, Vandewalle KS, Whisler G. Color stability of composite resin cements. *Gen Dent*. 2011;59(5):390-4.
113. Lee SY, Cho CB, Koak JY, Yang SE. The effect of zirconia thickness and curing time on shear bond strength of dualcure resin cement. *Dental materials journal*. 2016;35(1):132-7.
114. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics. *Journal of dental research*. 2018;97(2):132-9.

115. Edelhoff D, Ozcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:193-204.
116. Cvar JF, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971. *Clin Oral Investig.* 2005;9(4):215-32.
117. Marquillier T, Domejean S, Le Clerc J, Chemla F, Gritsch K, Maurin JC, et al. The use of FDI criteria in clinical trials on direct dental restorations: A scoping review. *J Dent.* 2018;68:1-9.
118. Ryge G. Clinical criteria. *International dental journal.* 1980;30(4):347-58.
119. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig.* 2007;11(1):5-33.
120. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 1:121-47.
121. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M, et al. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clin Oral Investig.* 2010;14(4):349-66.
122. Association CD. *C D A Journal: California Dental Association.*; 2001.
123. Fabbri G, Zarone F, Dellificorelli G, Cannistraro G, De Lorenzi M, Mosca A, et al. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years and a maximum observational period of 6 years. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2014;34(2):165-77.
124. Allander L, Birkhed D, Bratthall D. Quality evaluation of anterior restorations in private practice. *Swedish dental journal.* 1989;13(4):141-50.
125. Dhima M, Paulusova V, Carr AB, Rieck KL, Lohse C, Salinas TJ. Practice-based clinical evaluation of ceramic single crowns after at least five years. *J Prosthet Dent.* 2014;111(2):124-30.
126. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):770-7.
127. Opdam NJM, Collares K, Hickel R, Bayne SC, Loomans BA, Cenci MS, et al. Clinical studies in restorative dentistry: New directions and new demands. *Dent Mater.* 2018;34(1):1-12.
128. Schwendicke F, Opdam N. Clinical studies in restorative dentistry: Design, conduct, analysis. *Dent Mater.* 2018;34(1):29-39.

129. Gracis S, Fradeani M, Celletti R, Bracchetti G. Biological integration of aesthetic restorations: factors influencing appearance and long-term success. *Periodontology* 2000. 2001;27:29-44.
130. Savadi A, Rangarajan V, Savadi RC, Satheesh P. Biologic perspectives in restorative treatment. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2011;11(3):143-8.
131. Newman MG, Takei H, Klokkevold PR, Carranza FA. *Carranza's Clinical Periodontology*: Elsevier Health Sciences; 2011.
132. Freilich MA, Niekrash CE, Katz RV, Simonsen RJ. Periodontal effects of fixed partial denture retainer margins: configuration and location. *J Prosthet Dent*. 1992;67(2):184-90.
133. Lang NP, Lindhe J. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry, 2 Volume Set*: Wiley; 2015.
134. Fleming PS, Lynch CD, Pandis N. Randomized controlled trials in dentistry: common pitfalls and how to avoid them. *J Dent*. 2014;42(8):908-14.
135. Yılmaz E, Çöl M. Kanıta Dayalı Tıp. *J Clin Anal Med*. 2014;5(6):537-42.
136. Higgins JP, Green S. *Cochrane handbook for systematic reviews of interventions*: John Wiley & Sons; 2011.
137. Moher D, Hopewell S, Schulz KF, Montori V, Gøtzsche PC, Devereaux P, et al. CONSORT 2010 explanation and elaboration: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *Bmj*. 2010;340:c869.
138. Bayne SC, Fitzgerald M. Evidence-based dentistry as it relates to dental materials. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2014;35(1):18-24; quiz 5.
139. Brignardello-Petersen R, Carrasco-Labra A, Booth HA, Glick M, Guyatt GH, Azarpazhooh A, et al. A practical approach to evidence-based dentistry: How to search for evidence to inform clinical decisions. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2014;145(12):1262-7.
140. Nowicki D, Vogel RI, Melcer S, Deasy MJ. The gingival bleeding time index. *J Periodontol*. 1981;52(5):260-2.
141. Loe H. The Gingival Index, the Plaque Index and the Retention Index Systems. *J Periodontol*. 1967;38(6):Suppl:610-6.
142. Lang NP, Loe H. The relationship between the width of keratinized gingiva and gingival health. *J Periodontol*. 1972;43(10):623-7.
143. Freno JP, Jr. Guidelines for using posts in the restoration of endodontically treated teeth. *Gen Dent*. 1998;46(5):474-9; quiz 81-2.
144. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Advances in dental research*. 1992;6:82-9.
145. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater*. 1995;11(2):103-10.

146. Bayne SC. Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dent Mater.* 2012;28(1):52-71.
147. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *The International journal of prosthodontics.* 2010;23(5):434-42.
148. Seydler B, Rues S, Muller D, Schmitter M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig.* 2014;18(4):1165-71.
149. Esquivel-Upshaw J, Rose W, Oliveira E, Yang M, Clark AE, Anusavice K. Randomized, controlled clinical trial of bilayer ceramic and metal-ceramic crown performance. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists.* 2013;22(3):166-73.
150. Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent.* 2010;103(2):80-90.
151. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):275-84.
152. Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists.* 2017.
153. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry.* 2015;7(4):e495-500.
154. Argyrou R, Thompson GA, Cho SH, Berzins DW. Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2016;116(3):397-403.
155. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26(1):31-41.
156. Friebel M, Povel K, Cappius HJ, Helfmann J, Meinke M. Optical properties of dental restorative materials in the wavelength range 400 to 700 nm for the simulation of color perception. *Journal of biomedical optics.* 2009;14(5):054029.
157. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona Jde L, Paravina RD, Perez Mdel M. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *J Dent.* 2012;40 Suppl 2:e34-40.
158. Pop-Ciutrila IS, Dudea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cimpean SI, Ghinea R. Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al].* 2016;28 Suppl 1:S46-55.

159. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *The journal of advanced prosthodontics*. 2018;10(1):32-42.
160. Rodrigues SA, Jr., Scherrer SS, Ferracane JL, Della Bona A. Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dent Mater*. 2008;24(9):1281-8.
161. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2018.
162. Catelan A, Briso AL, Sundfeld RH, Goiato MC, dos Santos PH. Color stability of sealed composite resin restorative materials after ultraviolet artificial aging and immersion in staining solutions. *J Prosthet Dent*. 2011;105(4):236-41.
163. Drubi-Filho B, Garcia Lda F, Cruvinel DR, Sousa AB, Pires-de-Souza Fde C. Color stability of modern composites subjected to different periods of accelerated artificial aging. *Brazilian dental journal*. 2012;23(5):575-80.
164. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):593-9.
165. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, Mondragon E, Mjor IA. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2009;140(12):1476-84.
166. Mair LH, Vowles RW, Cunningham J, Williams DF. The clinical wear of three posterior composites. *British dental journal*. 1990;169(11):355-60.
167. Pazinato FB, Gionordoli Neto R, Wang L, Mondelli J, Mondelli RF, Navarro MF. 56-month clinical performance of Class I and II resin composite restorations. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2012;20(3):323-8.
168. Stefanski S, van Dijken JW. Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clin Oral Investig*. 2012;16(1):147-53.
169. van Dijken JW, Lindberg A. Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: a five-year evaluation. *J Adhes Dent*. 2009;11(2):143-8.
170. Wang L, Garcia FC, Amarante de Araujo P, Franco EB, Mondelli RF. Wear resistance of packable resin composites after simulated toothbrushing test. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2004;16(5):303-14; discussion 14-5.
171. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clin Oral Investig*. 2010;14(4):441-58.

172. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(7):526-30.
173. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, et al. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2012;20(2):235-40.
174. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):447-54.e10.
175. Naumann M, Ernst J, Reich S, Weisshaupt P, Beuer F. Galvano- vs. metal-ceramic crowns: up to 5-year results of a randomised split-mouth study. *Clin Oral Investig*. 2011;15(5):657-60.
176. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):909-13.
177. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*. 1995;6(4):302-18.
178. Lange RT, Pfeiffer P. Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. *Oper Dent*. 2009;34(3):263-72.
179. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *The International journal of prosthodontics*. 2010;23(3):223-30.
180. Calvert G. *Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry*. Nature Publishing Group; 2010.
181. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;20:113-25.
182. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997;13(4):258-69.
183. Wassermann A, Kaiser M, Strub JR. Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures: A systematic literature review. *The International journal of prosthodontics*. 2006;19(4):355-63.
184. Wang X, Fan D, Swain MV, Zhao K. A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *The International journal of prosthodontics*. 2012;25(5):441-50.
185. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *Journal of oral rehabilitation*. 1976;3(1):57-67.

186. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta odontologica Scandinavica*. 1993;51(5):323-31.
187. Yap UJ, Ong G. Periodontal considerations in restorative dentistry. 1: Operative considerations. *Dental update*. 1994;21(10):413-8.
188. John P, Ambooken M, Kuriakose A, Mathew J. The perio-restorative interrelationship-expanding the horizons in esthetic dentistry. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*. 2015;5(1):46.
189. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater*. 2008;24(2):185-91.
190. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent*. 2009;102(5):306-12.
191. Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent*. 2015;40(3):E83-91.
192. El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *Journal of prosthodontic research*. 2018;62(1):75-83.
193. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent*. 2010;38(1):39-43.
194. Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2000;21(8):659-62, 64; quiz 66.
195. Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater*. 2012;28(5):467-77.
196. RelyX™ Ultimate Adhesive Resin Cement. 3M ESPE; 2012.
197. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):642-8.
198. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research*. 2002;81(8):578-82.
199. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Prosthet Dent*. 2009;101(1):40-5.
200. Llana C, Lozano E, Amengual J, Forner L. Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *The journal of contemporary dental practice*. 2011;12(1):19-23.

201. Selz CF, Bogler J, Vach K, Strub JR, Guess PC. Veneered anatomically designed zirconia FDPs resulting from digital intraoral scans: Preliminary results of a prospective clinical study. *J Dent.* 2015;43(12):1428-35.
202. Grohmann P, Bindl A, Hammerle C, Mehl A, Sailer I. Three-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDPs) veneered with layered and milled (CAD-on) veneering ceramics: 1-year follow-up of a randomized controlled clinical trial. *Quintessence Int.* 2015;46(10):871-80.

EKLER

EK-1. Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzni

430

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

| | |
|----------------------------------|--|
| ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI | Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM) ile üç farklı Materyalden Üretilen tek Kronların Klinik Performansı: Bir Yıllık Başlangıç Sonuçlarının Değerlendirilmesi |
| VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU | ----- |

| | | |
|----------------------|------------------|---|
| ETİK KURUL BİLGİLERİ | ETİK KURULUN ADI | HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU |
| | AÇIK ADRESİ: | Hacettepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 06100 Sıhhiye – Altındağ / ANKARA |
| | TELEFON | 0312 305 1082 – 0312 680 1147 |
| | FAKS | 312 310 0580 |
| | E-POSTA | klinetik@hacettepe.edu.tr |

| | | | | | |
|---|--|--|---------------------------------|---------------------------------------|--|
| BASVURU BİLGİLERİ | KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI | Yrd. Doç. Dr. Güliz AKTAŞ | | | |
| | KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI | Protetik Diş Tedavisi | | | |
| | KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ | Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD. | | | |
| | VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI | ----- | | | |
| | DESTEKLEYİCİ | HÜBAB | | | |
| | PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için) | ----- | | | |
| | DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ | ----- | | | |
| | ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ | FAZ 1 | <input type="checkbox"/> | | |
| | | FAZ 2 | <input type="checkbox"/> | | |
| | | FAZ 3 | <input type="checkbox"/> | | |
| FAZ 4 | | <input type="checkbox"/> | | | |
| Gözlemsel ilaç çalışması | | <input type="checkbox"/> | | | |
| Tıbbi cihaz klinik araştırması | | <input checked="" type="checkbox"/> | | | |
| In vitro tıbbi tam cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları | | <input type="checkbox"/> | | | |
| İlaç dışı klinik araştırma | | <input type="checkbox"/> | | | |
| Diğer ise belirtiniz: Randomize, etkililik | | | | | |
| ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER | TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> | ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/> | ULUSAL <input type="checkbox"/> | ULUSLARARASI <input type="checkbox"/> | |

| DEĞERLENDİRİLEN BELGELER | Belge Adı | Tarihi | Versiyon Numarası | Dili | | |
|--------------------------|-------------------------------------|------------|-------------------|--|------------------------------------|--------------------------------|
| | ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ | 12.01.2016 | 1.0 | Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> | İngilizce <input type="checkbox"/> | Diğer <input type="checkbox"/> |
| | BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU | 20.01.2016 | 1.0 | Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> | İngilizce <input type="checkbox"/> | Diğer <input type="checkbox"/> |
| | OLGU RAPOR FORMU | 22.01.2016 | 1.0 | Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> | İngilizce <input type="checkbox"/> | Diğer <input type="checkbox"/> |
| | ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ | | | Türkçe <input type="checkbox"/> | İngilizce <input type="checkbox"/> | Diğer <input type="checkbox"/> |

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof.Dr. F. Alev TÜRKER
İmzası:



Not: Etik Kurul Başkanı'nın her sayfada imzası yer almalıdır.

EK-2. Tez Çalışması ile İlgili İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu İzni

HİZMETE ÖZEL

T.C
SAĞLIK BAKANLIĞI
Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu

T.C. Sağlık Bakanlığı
Tıbbi Cihaz Kurumu

NORMAL

Sayı : 71146310-511.06-73737
Konu : 2016-067

07.06.2016

Yrd. Doç. Dr. Güliz AKTAŞ
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Sıhhiye/ANKARA

İlgi : 02.06.2016 tarihli ve bila sayılı başvurunuz. (Kurumumuz evrak no: 150469)

Sorumlu araştırmacısı olduğunuz, aşağıdaki tabloda bilgileri verilen ilgide kayıtlı klinik araştırma başvuru dosyası ve belgeler; araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak 06.09.2014 tarihli ve 29111 sayılı Resmî Gazete 'de yayımlanan Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği gereğince incelenmiş olup **Uzmanlık Tezleri ve/veya Akademik Amaçlı Yapılacak Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Başvuru Formunda** belirtilen merkezlerde araştırmanın başlaması uygun bulunmuştur.

| | |
|--|--|
| Araştırmanın Adı | Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM) İle Üç Farklı Materyalden Üretilen Tek Kronların Klinik Performansı: Bir Yıllık Başlangıç Sonuçlarının Değerlendirilmesi |
| Koordinatör Merkez | Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı |
| Koordinatör / Sorumlu Araştırmacı | Yrd. Doç. Dr. Güliz AKTAŞ |
| Protokol tarihi / versiyon no | 12.01.2016 V.1 |
| BGOF tarihi / versiyon no | 20.01.2016 V.1 |
| ORF tarihi / versiyon no | 22.01.2016 V.1 |
| Araştırma Broşürü tarihi / versiyon no | - |
| Proje Yürütücüsü | - |

Bu kapsamda yukarıda ayrıntıları verilen çalışma ile ilgili olarak;

- Araştırmanın başlamaması, iptali veya sonlandırılması halinde tarafımıza bilgi verilmesi,
- Araştırma süresince ortaya çıkan advers olayların/etkilerin tarafımıza bildirilmesi,

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanunu uyarınca elektronik olarak imzalanmıştır. Doküman <http://ebs.ticck.gov.tr/Basvuru/Elmza/Kontrol> adresinden kontrol edilebilir. Güvenli elektronik imza asli ile aynıdır. Dokümanın doğrulama kodu : ak1URG83RG83S3k0YnUyYnUy

Söğütözü Mahallesi, 2176.Sokak No:5 06520 Çankaya/ANKARA
Tel: (0 312) 218 30 00- Fax : (0 312) 218 34 60 www.ticck.gov.tr

EK-3. Hasta Takip Formu

Tarih:

HASTA TAKİP FORMU

HASTANIN;

Adı-Soyadı:

Doğum tarihi ve yaşı:

Cinsiyeti:

Sigara kullanımı:

Tel 1:

Tel 2:

Adres:

RESTORE EDİLEN DİŞİN;

Numarası:

-Vitalite durumu:

Kullanılan materyal tipi:

Karşit okluzyon (diş):

Renk:

Kalan duvar sayısı:

Fiber post: var()

yok()

(.....)

| RENK UYUMU | Başlangıç (baseline) | 6. ay | 12. ay |
|--|----------------------|-------|--------|
| Alpha(A) Restorasyon komşu dişlerle eşleşiyor | | | |
| Bravo(B) Restorasyon komşu dişlerle eşleşmiyor fakat uyumsuzluk diş tonlarının normal sınırlarında | | | |
| Charlie(C) Restorasyon komşu dişlerle eşleşmiyor | | | |

| CAVOSURFACE MARJİNAL RENKLENME | Başlangıç (baseline) | 6. ay | 12. ay |
|--|----------------------|-------|--------|
| Alpha(A) Marjinde herhangi bir renklenme yok | | | |
| Bravo(B) Marjinde renklenme mevcut fakat pulpal yönde ilerleme yok | | | |
| Charlie(C) Marjinde renklenme ve pulpal yönde ilerleme mevcut | | | |

| SEKONDER ÇÜRÜK | Başlangıç (baseline) | 6. ay | 12. ay |
|---|----------------------|-------|--------|
| Alpha(A) Restorasyon komşu anatomik formun devamı şeklinde | | | |
| Bravo(B) Restorasyona komşu bölgede koyu alanlar mevcut(cavosurface ile direkt alakalı değil) | | | |

| ANATOMİK KONTUR | Başlangıç (baseline) | 6.ay | 12. ay |
|--|----------------------|------|--------|
| Alpha(A) Restorasyonun anatomik formu dişle aynı | | | |
| Bravo(B) Yüzey konkavitesi belirgindir fakat dentin etkilenmemiş | | | |
| Charlie(C) Yüzey konkavitesi belirgindir ve dentin etkilenmiş | | | |

| MARJİNAL UYUM | Başlangıç (baseline) | 6. ay | 12. ay |
|--|----------------------|-------|--------|
| Alpha(A) Gözle görülür çatlak ya da sond takılması yok | | | |
| Bravo(B) Gözle görülür çatlak yok fakat sond takılmakta | | | |
| Charlie(C) Sond mine dentin hattındaki defekte penetre olmakta | | | |

| YÜZEY YAPISI | Başlangıç (baseline) | 6. ay | 12. ay |
|--|----------------------|-------|--------|
| Alpha(A) Sond ile bakıldığında yüzey yapısı mine ile aynı | | | |
| Bravo(B) Yüzey yapısı kumlu ve poroz | | | |
| Charlie(C) Restorasyon yüzeyinde konkaviteler sond hareketini engellemekte | | | |

| KÜTLESEL KIRIK | Başlangıç (baseline) | 6. ay | 12. ay |
|--|----------------------|-------|--------|
| Alpha(A) Restorasyon tamamen korunmakta | | | |
| Bravo(B) Restorasyon kısmen korunmakta | | | |
| Charlie(C) Restorasyon tamamen kaybolmuş | | | |

9. ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Ad-Soyad : Diler Deniz
 Doğum Yeri ve Yılı : Tarsus, 1989
 Uyruğu : T.C.
 İletişim Adresi ve Telefonu : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
 Protetik Diş Tedavisi A.D. Kat: 2 ANKARA,
 0312 305 22 40

II- Eğitimi

- 2014 yılı Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı uzmanlık eğitimi (halen devam etmekte)
- 2008-2013 Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Lisans Eğitimi
- 2003-2007 Mersin 75. Yıl Anadolu Öğretmen Lisesi
- 1996-2003 Şehitishak İlköğretim Okulu

III- Mesleki Deneyimi

2007-2008 Nevşehir Ürgüp Devlet Hastanesi-Diş Tabibi

IV- Bilimsel Faaliyetleri

- Asistan Etik Eğitimi (Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kurum İçi Eğitim 2015)
- Eğiticilerin Eğitimi Programı (Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kurum İçi Eğitim 2015)
- MIS Oral İmplantoloji ve Protetik Diş Tedavisi Semineri, Ankara,2015- Dinleyici
- Dentsply Implants Kongre, Çeşme, İzmir, 2015-Dinleyici
- CEREC CAD/CAM Eğitimi (Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kurum İçi Eğitim 2016)
- MIS Ankara İleri Cerrahi Semineri, Ankara, 2016- Dinleyici

- Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği (TPİD) Bilimsel Sempozyumu, Erzurum, 2016-Poster sunumu
- Planmed İmplantoloji Eğitim Grubu (Pieg) İnternational Congress, Antalya, 2016-Poster Sunumu
- İnternational Team for İmplantology (ITI BİLİMSEL) Toplantısı, Antalya, 2016-Dinleyici
- İnternational Team for İmplantology (ITI BİLİMSEL) Türkiye-Azerbaycan Kongresi, Antalya, 2016-Dinleyici
- Türkiye Osseintegrasyon Derneği (Osseder), Bertil Friberg-Torsten Jemt, İmplantolojinin 40 yılı, İstanbul, 2017-Dinleyici
- Balkan Stomatologian Society (BASS), Congress, Selanik, Yunanistan, 2017-Poster Sunumu
- Medentika Dental İmplant Bilimsel Toplantısı, Dental İmplant Cerrahisinde Primer Stabilite ve Dijital ve Kişiyeye Özel Protetik Çözümler, Ankara, 2017-Dinleyici
- Nobel Biocare Bilimsel Toplantısı, İmplant Diş Hekimliğinde Yumuşak Doku Kavramı, Ankara, 2017-Dinleyici
- Planmed İmplantoloji Eğitim Grubu (Pieg) İnternational Congress (Belgrad, Sırbistan, 2017-Poster Sunumu
- Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği (TPİD) Bilimsel Kongresi, Dalaman, Muğla, 2017-Poster sunumu
- Medentika Dental İmplant Bilimsel Toplantısı, Rehberli Cerrahi Uygulanmaları ve İmplant Üstü Protezler, Ankara, 2018-Dinleyici
- Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği (TPİD) Sürekli Prostodonti Eğitimi 1. Bilimsel Etkinliği, Ankara, 2018-Dinleyici
- Temel Yaşam Desteği Eğitimi (Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kurum İçi Eğitim 2018)