



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MONOLİTİK ZİRKONYA VE ZİRKONYUM DESTEKLİ
POSTERİOR KÖPRÜ RESTORASYONLARININ
BİR YILLIK KLİNİK TAKİBİ**

ELÇİN KESKİN ÖZYER
DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi ERKUT KAHRAMANOĞLU

2019-İSTANBUL

TEZ ONAY FORMU

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program türü : Doktora
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Tez Sahibi : Elçin Keskin Özyer
Sınav Tarihi ve Saati : 20.12.2019
Tez Başlığı : Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli posterior köprü restorasyonlarının bir yıllık klinik takibi

Bu çalışma, içerik ve kalite bakımından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Ünvan, Adı-Soyadı (Kurum adı)	İmza
Danışman	Dr. Öğr. Üyesi Erkut Kahramanoğlu (Marmara Üniversitesi Diş Hek. Fak.)	
Üye	Prof. Dr. Yasemin Özkan (Marmara Üniversitesi Diş Hek. Fak.)	
Üye	Prof. Dr. İ. Bülent Şermet (İstanbul Üniversitesi Diş Hek. Fak.)	
Üye	Prof. Dr. Hakan Akın (Sakarya Üniversitesi Diş Hek. Fak.)	
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Y. Umut Aslan (Marmara Üniversitesi Diş Hek. Fak.)	

ONAY

Bu tez, yukarıda isimleri bulunan jüri üyeleri tarafından "Marmara Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliği" nin ilgili maddeleri uyarınca kabul edilmiş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun25.12.2019.....tarih ve34.....sayılı kararı ile onaylanmıştır.



Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

I. BEYAN FORMU

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

ELÇİN KESKİN ÖZYER

İmza

II. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübeleriyle bana ışık tutan, tezimin hazırlanmasında bana yol gösteren ve her zaman destekleyen Dekanımız Prof. Dr. Yasemin Özkan'a,

Doktora eğitimimde ve tez çalışmamın her aşamasında tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve bana yol gösteren, sabrını, yardımını ve desteğini esirgemeyen değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Erkut Kahramanoğlu'na,

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde almış olduğum doktora eğitimi süresince değerli bilgilerini paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı değerli hocam Prof Dr. Şebnem Begüm Türker' e ve eğitim öğretim hayatıma katkıda bulunan Anabilim Dalımızın öğretim üyeleri olan Doç. Dr. Buket Evren Akalın, Doç Dr. Rifat Gözneli, Doç Dr. Coşkun Yıldız, Dr. Öğr. Üyesi Umut Aslan'a, Dr. Öğr. Üyesi Ceren Küçük, Dr. Öğretim Üyesi Seda Keban Aydın, Araştırma Görevlisi Dr. Zeliha Şanivar Abbasgholizadeh ve Araştırma Görevlisi Dt. Şükrü Can Akmansoy'a,

Birlikte çalıştığım sevgili asistan arkadaşlarıma ve fakültemiz idari ve yardımcı personellerine,

Tez çalışmamdaki yardımlarından dolayı başta Aşkın Şahin olmak üzere tüm Optimal Diş Protez Laboratuvarları çalışanlarına,

Tez sürecimde anlayışı, sabrı ve fedakârlığıyla yardımlarını esirgemeyen annem Zehra Özyer'e, babam Erdem Özyer'e, kardeşim, ablam ve abim olan Göktuğ, Gökçe ve Orhan Demiriz'e

Hayatım boyunca yanımda olup benim bu günlere gelmemde en büyük destekçilerim olan annem Nihal Keskin'e, babam Şükrü Keskin'e, kardeşlerim Orçun ve Gözde Keskin'e,

Son olarak da her konuda benden desteğini esirgemeyen, lisans ve doktora eğitimim süresince sürekli yanımda olan, her zorluğu ve sevinci birlikte yaşadığım eşim Gökhan Özyer'e

Ve çekirdek ailemizin yeni üyesi olan ve varlığı ile bana güç veren benim biricik kızım Dolunay Özyer'e

En içten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Bu tez, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-C-DRP-131217-0664 numaralı proje ile desteklenmiştir.

III. İÇİNDEKİLER

I. BEYAN FORMU	i
II. TEŞEKKÜR	ii
III. İÇİNDEKİLER	iv
IV. KISALTMALAR ve SİMGELER	vii
V. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ	ix
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	6
4.1. Tam Seramik Sistemler ve Sınıflandırılması	6
4.1.1. Cam-matriks seramikler	8
4.1.2. Polikristalin seramikler	9
4.1.3. Rezin-matriks seramikler	10
4.2. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlar	11
4.2.1. Kimyasal ve mekanik özellikleri.....	11
4.2.2. Zirkonyumun yapısal özellikleri	12
4.2.3. Transformasyon doygunluğu (PTT).....	13
4.2.4. Düşük ısılarda bozulma (LTD)	14
4.2.5. Zirkonyum materyalleri	14
4.2.6. Zirkonyum bloklar	18
4.2.7. Zirkonyum altyapıların üretimi	19
4.2.8. Zirkonyum altyapı üzerine veneer seramiğin uygulama teknikleri.....	20
4.2.9. Zirkonya-veneer seramik restorasyonlarda liner materyalinin kullanımı	22
4.2.10. Zirkonya-veneer seramiklerin bağlantı mekanizması	23
4.3. Monolitik Zirkonya	25
4.3.1. Monolitik zirkonya restorasyonların endikasyonları	27
4.3.2. Monolitik zirkonya materyalinin fiziksel özellikleri	27
4.4. CAD/CAM Sistemler	29
4.4.1. Dental alanda CAD/CAM	30
4.4.2. Dental CAD/CAM'in avantajları.....	33
4.4.3. Dental CAD/CAM'in dezavantajları	33
4.5. CEREC Sistemi (CEramicREConstruction)	34

4.5.1. Diş preparasyonu.....	34
4.5.2. Optik ölçülerin alınması ve oklüzyon kaydı	35
4.5.3. Restorasyon tasarlanması	35
4.5.4. Restorasyon üretilmesi	36
4.6. Zirkonyum Restorasyonların Simantasyonu	36
4.7. Klinik Değerlendirme ve Başarı Kriterleri.....	37
4.8. Zirkonya Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumu	48
4.8.1. Marjinal ve internal uyumu etkileyen faktörler	50
4.8.2. Marjinal ve internal uyum ölçüm teknikleri.....	53
4.9. Aşınma ve Aşındırmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler	55
4.9.1. Klinik yöntemler	55
4.9.2. Laboratuvar çalışmaları.....	56
4.9.3. Üç boyutlu tarama	57
5. GEREÇ ve YÖNTEM.....	58
5.1. Gereç	58
5.1.1. Diş preparasyonu.....	58
5.1.2. Zirkonyum destekli restorasyonların hazırlanması	58
5.1.3. Monolitik zirkonya restorasyonların hazırlanması	59
5.1.4. Restorasyonların simantasyonu.....	60
5.1.6. Aşınma ve aşındırma miktarının belirlenmesi	61
5.2. Yöntem.....	62
5.2.1. Hasta seçimi	63
5.2.2 Dişlerin preparasyonu	66
5.2.3. Zirkonyum destekli restorasyonların hazırlanması	68
5.2.4. Monolitik zirkonya restorasyonların hazırlanması	70
5.2.5. Restorasyonların simantasyonu.....	72
5.2.6. FDI kriterleri ile değerlendirme	76
5.2.7. Plak indeksi ve gingival indeks değerlendirmesi	76
5.2.8. Hasta memnuniyetinin değerlendirilmesi	76
5.2.9. Marjinal ve internal adaptasyon ölçümleri.....	77
5.2.10. Restorasyonların ve karşıt dentisyonunun aşınmasının değerlendirilmesi	79
6. BULGULAR.....	81
6.1. Klinik Değerlendirmeler	81
6.1.1. FDI Kriterlerine göre klinik değerlendirmeler.....	81

6.1.2. Plak indeksi, gingival indeks ve sondalanabilir cep derinliği değerlendirmeleri	89
6.1.3. Hasta değerlendirme skorlarının incelenmesi	95
6.2. Marjinal ve İnternal Adaptasyon Verilerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	99
6.3. Restorasyonların ve Karşıt Dentisyonun Aşınma Verilerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	103
7. TARTIŞMA	105
8. SONUÇ	127
9. KAYNAKLAR	129
10. EKLER	157
11. ÖZGEÇMİŞ	174

IV. KISALTMALAR ve SİMGELER

%	: Yüzde
⁰C	: Santigrat
3D	: Üç boyutlu
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
Ark	: Arkadaşları
BisGMA	: Bisfenil glisidil dimetakrilat
CAD/CAM	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım- Bilgisayar Destekli Üretim)
CAI	: Computer Aided İmpression (Bilgisayar Destekli Ölçü)
CaO	: Kalsiyum oksit
CDA	: California Dental Association
CEREC	: Ceramic reconstruction
DCS	: Digitizing Computer System
FDI	: World Dental Federation
GPa	: Gigapaskal
HIP	: Hot Isostatic Pressing (Tam Sinterlenmiş)
K₂O	: Potasyum oksit
Li₂SiO₅	: Lityum di silikat
MAD/MAM	: Manual Aided Design/Manual Aided Manufacturing (Manuel Destekli Tasarım- Manuel Destekli Üretim)
MgO	: Magnezyum oksit
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
Na₂O	: Sodyum oksit
Non HIP	: Non Hot Isostatic Pressing (Kısmi Sinterlenmiş)
O₂	: Oksijen
OH	: Hidroksil
Ort	: Ortalama

SiO₄	: Silikat
Sn	: Saniye
SPSS	: Sosyal bilimler için istatistik yazılımı
Ss	: Standart sapma
STL	: Stereolithografi
USPHS	: United States Public Health Service
Y₂O₃	: Yitriyum oksit
ZrO₂	: Zirkonyum oksit
µm	: Mikronmetre

V. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ

i.Őekillerin Listesi

Şekil 4.1. Zirkonyumun kristal fazları ve dönüşüm sıcaklıkları

Şekil 4.2. Transformasyon doygunluğu mekanizmasının Şematik gösterimi

Şekil 4.3. Holmes ve arkadaşlarının uyumsuzluk terminolojisi

Şekil 6.1. Hasta notlaması ile elde edilen skorların yüzde değerleri grafiği

Şekil 6.2. Marjinal ve internal adaptasyon değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

Şekil 6.3. Restorasyonların ve karşıit dentisyonun aşınma değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği

ii. Resimlerin Listesi

Resim 4.1. (a. Baddeleyite (ZrO₂) materyali; b. Zirkon (ZrSiO₄) materyali)

Resim 5.1. Preparasyon öncesi (a. Sağ kapanış fotoğrafı; b. Sol kapanış fotoğrafı; c. Alt çene okluzal fotoğrafı)

Resim 5.2. Preparasyon sonrası (a. Sağ kapanış fotoğrafı; b. Sol kapanış fotoğrafı; c. Alt çene okluzal fotoğrafı)

Resim 5.3. Retraksiyon işlemi (a. Retraksiyon öncesi; b. Retraksiyon sonrası)

Resim 5.4. İntraoral tarama işlemi (a. CEREC AC Omnicam; b. Ağız içi tarama; c. Tarama görüntüsü)

Resim 5.5. Dijital model

Resim 5.6. inLab 16.2 SW yazılımıyla dijital tasarımı (a. Altyapı tasarımı; b. Kapanış ilişkisi kontrolü)

Resim 5.7. Üretim aşaması (a. Presinterize yitriyum stabilize zirkonyum dioksit disk; b. Inlab MC X5; c. Frezeleme işlemi; d. Üretilen altyapılar)

Resim 5.8. Sinterizasyon aşaması (a. Lava Furnace 200, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD; b. Altyapı restorasyonlarının sinterizasyon öncesi; c. Sinterizasyon sonrası)

Resim 5.9. Üstyapı uygulaması (a. IPS e-max Ceram ZirLiner ara tabaka uygulaması; b. Veneerleme işlemi; c. Glazür uygulaması; d. Sinterizasyon)

Resim 5.10. Zirkonyum altyapılı seramik restorasyonun tamamlanmış hali

Resim 5.11. Tam kontur restorasyon tasarımı (a. Dijital model; b. Dijital tasarım)

Resim 5.12. InLab CAM SW 16.2 (a. Tasarlanan restorasyonların bloğa dijital olarak yerleştirilmesi; b. Frezeleme işlemi için frezlerin seçimi ve yerleşimi)

Resim 5.13. Monolitik zirkonya blok (**a.** Frezeleme ünitesinde yerleşimi; **b.** Üretilen restorasyonların dış yüzü; **c.** Üretilen restorasyonların iç yüzü)

Resim 5.14. Sinterizasyon aşaması (**a.** Sinter cihazı; **b.** Sinterizasyon sonrası restorasyonlar)

Resim 5.15. Üretilen monolitik zirkonya restorasyonlar (**a.** Glazür uygulaması; **b.** Sinterizasyon işlemi; **c.** Restorasyonun nihai hali)

Resim 5.16. Simantasyon işlemi (**a.** Self adeziv rezin siman; **b.** Simanın restorasyon içine uygulanması)

Resim 5.17. Polimerizasyon işlemi (**a.** Işıklı polimerizasyonun sağlanması; **b.** Simantasyon sonrası)

Resim 5.18. Tedavi öncesi fotoğrafları (**a.** Sağ; **b.** Sol)

Resim 5.19. Tedavi sonrası fotoğrafları (**a.** Sağ: Çift tabakalı restorasyon; **b.** Sol: Monolitik restorasyon; **c.** Okluzal; **d.** Bukkal)

Resim 5.20. Tedavi öncesi fotoğrafı

Resim 5.21. Preparasyon fotoğrafı

Resim 5.22. İnterokluzal ilişki (**a.** İnterokluzal; **b.** Okluzal)

Resim 5.23. Tedavi sonrası fotoğrafı (**a.** İnterokluzal; **b.** Okluzal)

Resim 5.24. Vaka-1 (**a.** Tedavi öncesi; **b.** Preparasyon; **c.** Simantasyon sonrası; **d.** 1.yıl kontrolü (Sağ: Çift tabakalı rest.; Sol: Monolitik rest.))

Resim 5.25. Vaka-2 (**a.** Simantasyon sonrası; **b.** 1.yıl kontrolü (Sağ: Monolitik rest.; Sol: Çift tabakalı rest.))

Resim 5.26. Vaka-3 (**a.** Simantasyon sonrası; **b.** 1.yıl kontrolü (Sağ: Çift tabakalı rest.; Sol: Monolitik rest.))

Resim 5.27. Vaka-4 (a. Simantasyon sonrası; b. 1.yıl kontrolü (Sağ: Monolitik rest.; Sol: Çift tabakalı rest.))

Resim 5.28. İnce kıvamlı ilave tip silikonun uygulanması

Resim 5.29. Orta kıvamlı ilave tip silikon uygulanması

Resim 5.30. Silikon replika

Resim 5.31. Leica Optik mikroskop (Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere)

Resim 5.32. Ölçüm yapılan noktalar

Resim 5.33. Dijital modellerin üst üste getirilmesi

Resim 5.34. Çakıştırılan modellerin trimlenmesi

Resim 5.35. Üç boyutlu çakıştırma işlemi ve sonrasında elde edilen görüntü

Resim 5.36. Birinci hafta ve 1. yıla ait 3 boyutlu görüntülerinin düzleme olan hacimsel uzaklıklarının mm^3 cinsinden hesaplanması

iii. Tabloların Listesi

Tablo 4.1. Tam-seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin üretim şekli, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları

Tablo 4.2. Zirkonyumun mekanik özellikleri

Tablo 4.3. Y-TZP'nin yapısal özellikleri

Tablo 4.4. Üretim şekline göre diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum sistemlerinin gruplandırılması

Tablo 4.5. Monolitik zirkonya materyal üreten firmalar

Tablo 4.6. Silness- Loe plak indeksi kriterleri

Tablo 4.7. Silness- Loe gingival indeksi kriterleri

Tablo 4.8. USPHS klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 4.9. Modifiye USPHS-Ryge klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 4.10. CDA klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 4.11. CDA (California Dental Association) kriterleri

Tablo 4.12. FDI estetik klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 4.13. FDI fonksiyonel klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 4.14. FDI biyolojik klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 4.15. Hasta memnuniyeti anketi

Tablo 5.1. Çalışmamızda kullanılan ürünlerin ismi ve üretici firmaları, içerikleri ve seri numaraları

Tablo 5.2. FDI estetik klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 5.3. FDI fonksiyonel klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 5.4. FDI biyolojik klinik değerlendirme kriterleri

Tablo 5.5. Silness- Loe plak indeksi kriterleri

Tablo 5.6. Silness- Loe gingival indeksi kriterleri

Tablo 5.7. Hasta memnuniyeti anketi

Tablo 6.1. Çift tabakalı restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi

Tablo 6.2. Monolitik restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi

Tablo 6.3. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı yüzdesel dağılımı

Tablo 6.4. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların fonksiyonel, estetik ve biyolojik kriterlere göre kabul edilebilir FDI skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı

Tablo 6.5. Çift tabakalı restorasyonların plak indeksi skorları ve zamana göre değişimi

Tablo 6.6. Monolitik restorasyonların plak indeksi skorları ve zamana göre değişimi

Tablo 6.7. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların plak indeksi skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı

Tablo 6.8. Çift tabakalı restorasyonların gingival indeks skorları ve zamana göre değişimi

Tablo 6.9. Monolitik restorasyonların gingival indeks skorları ve zamana göre değişimi

Tablo 6.10. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların gingival indeks skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı

Tablo 6.11. Çift tabakalı restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorları ve zamana göre değişimi

Tablo 6.12. Monolitik restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorları ve zamana göre değişimi

Tablo 6.13. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı

Tablo 6.14. Çift tabakalı restorasyonların hasta memnuniyeti değerlendirmesi sonucunda elde edilen skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi

Tablo 6.15. Monolitik restorasyonların hasta memnuniyeti değerlendirmesi sonucunda elde edilen skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi

Tablo 6.16. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların hasta memnuniyeti değerlendirmesi sonucunda elde edilen skorlarının zamana bağlı yüzdesel dağılımı

Tablo 6.17. Hasta notlaması ile elde edilen skorların yüzde değerleri

Tablo 6.18. Hasta notlaması ile elde edilen skorların değerlendirilmesi

Tablo 6.19. Tüm gruplar için elde edilen adaptasyon değerlerinin maksimum/minimum değerleri ve ortalaması

Tablo 6.20. Marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin ortalaması ve standart sapma değerleri

Tablo 6.21. Marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin 3 yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi

Tablo 6.22. Restorasyonların ve karşıt dentisyonun aşınma değerlerinin ortalaması ve standart sapma değerleri

1. ÖZET

Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli posterior köprü restorasyonlarının bir yıllık klinik takibi

Elçin Keskin Özyer, Erkut Kahramanoğlu, Protetik Diş Tedavisi ABD

Amaç: Bu in vivo çalışmanın amacı, posterior bölgedeki 3 üyeli zirkonyum destekli ve monolitik zirkonya restorasyonların klinik başarısını ve hasta memnuniyetini karşılaştırmak, iç- kenar uyumlarını belirlemek ve restorasyonların aşınması ile karşıt dentisyonda oluşacak aşınmayı değerlendirmektir. **Gereç ve yöntem:** Çalışmamıza, simetrik (split-mouth) alt çene birinci molar eksikliği olan 3 üyeli sabit protetik tedavi gereksinimli 20 katılımcı dahil edildi. Hastalara CAD/CAM kullanılarak toplam 40 adet köprü restorasyonu (20 adet monolitik zirkonya restorasyon (Zenostar T) ve 20 adet zirkonyum destekli restorasyonların altyapıları (IPS e.max ZirCAD)) üretildi. Üstyapı veneer seramiği (IPS e.max Ceram) ile tabakalama tekniği kullanılarak zirkonyum destekli restorasyonların üretimi tamamlandı. Klinik değerlendirmeleri 1. hafta, 6. ay ve 1. yılda FDI kriterleri kullanılarak yapıldı. İstatistiksel analiz için “Friedman”, “Mann-Whitney U”, “Bağımsız Örnekler t” testi ve varyans analizi kullanılmıştır. **Bulgular:** Ortalama marjinal aralıklar, zirkonyum destekli restorasyonlar için $77,37 \pm 14,57 \mu\text{m}$, monolitik zirkonya restorasyonlar için $66,1 \pm 14,8 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Marjinal ve internal adaptasyon için iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). Restorasyonların karşıt dentisyonda oluşturdukları aşınma zirkonyum destekli restorasyonlarda $0,286 \pm 0,185 \text{ mm}^3$; monolitik zirkonya restorasyonlarda $0,165 \pm 0,120 \text{ mm}^3$ olarak elde edilmiştir. Restorasyonlarda oluşan aşınma miktarları restorasyon tipine göre farklılık göstermezken; karşıt dentisyonda oluşan aşınma zirkonyum destekli restorasyonlar için istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,019$). **Sonuç:** Çalışmamızda, zirkonya restorasyonların 1 yıllık klinik takibinde başarı oranı %100 olarak belirlenmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonların adaptasyonu, zirkonyum destekli restorasyonlara göre daha uyumlu bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, klinik takip, monolitik zirkonya, marjinal ve internal uyum, diş yüzeyinde aşınma.

2. SUMMARY

One-year clinical follow-up of monolithic zirconia and zirconia supported posterior bridge restorations

Elcin Keskin Ozyer, Erkut Kahramanoglu, Department of Prosthodontics

Purpose: The aim of this in vivo study was performed to compare clinical success and patient satisfaction, to assess marginal and internal fit, and to evaluate the wear of the restorations and antagonist teeth of 3-unit zirconia-supported and monolithic zirconia restorations in the posterior region. **Materials and methods:** Twenty patients who required three-unit fixed partial dentures due to a missing first molar in both half jaws (split-mouth design) were included in this in vivo study. A total of 40 bridge restorations (20 restorations were monolithic zirconia (Zenostar T), and the framework of 20 were zirconia-supported restorations (IPS e.max ZirCAD)) were fabricated with CAD/CAM technology. Zirconia-supported restorations built with superstructure by hand-layering technique with veneering ceramic (IPS e.max Ceram). Clinical evaluations were made at 1. week, 6. months and 1. year using FDI criteria. Statistical analysis was performed using “Friedman”, “Mann-Whitney U”, “Independent Samples t” tests and analysis of variance were used. **Results:** The mean of marginal gap value was $77,37 \pm 14,57 \mu\text{m}$ for zirconia-supported restorations and $66,1 \pm 14,8 \mu\text{m}$ for monolithic zirconia restorations. Statistically significant differences were found between the two materials for marginal and internal adaptation ($p < 0,001$). The wear caused by the restorations at the antagonist teeth was $0,286 \pm 0,185 \text{ mm}^3$ for zirconia-supported restorations; $0,165 \pm 0,120 \text{ mm}^3$ for monolithic zirconia restorations. While the amount of wear in the restorations does not differ according to the type of restoration; the wear of antagonistic teeth was found to be significantly higher for zirconia-supported restorations ($p = 0,019$). **Conclusions:** In this study, the total success rate was determined as 100% in 1-year clinical follow-up of zirconia restorations. Adaptation of monolithic zirconia restorations was better than that of zirconia-supported restorations. **Keywords:** CAD / CAM, clinical follow-up, monolithic zirconia, marginal and internal fit, tooth wear.

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Posterior diş eksikliği olan vakalarda çeşitli tedavi seçenekleri bulunmaktadır. Bu tedavi seçenekleri hastanın ağız içi bulguları, beklentileri, sosyo-ekonomik durumu, hekim bilgi ve becerisi gibi birçok faktöre bağlı olarak değişmektedir. Hastanın gereksinimleri doğrultusunda herhangi bir protetik tedavi uygulanmamasının yanı sıra uygulanabilecek tedavi seçenekleri; hareketli bölümlü protezler, sabit bölümlü protezler ya da implant destekli protezlerdir.

Posterior diş eksikliklerinde sabit bölümlü protezler sıklıkla tercih edilen ve uzun süreli çalışmalara dayanan bir tedavi seçeneğidir (Pjetursson ve Lang, 2008). Kron-köprü restorasyonları, implant destekli sabit restorasyonlar ve adeziv restorasyonlar (maryland) sabit bölümlü protezlerin tedavi seçenekleridir. Yapılan çalışmalarda, adeziv restorasyonların posterior bölgede kullanımının çiğneme yükleri sebebiyle klinik başarı oranlarının düşük olduğu; implant destekli ve diş destekli sabit restorasyonların ise yüksek olduğu belirtilmektedir (Tan K ve ark., 2004; Raigrodski ve ark., 2012).

Sabit restorasyonlarda, metal destekli porselen restorasyonlar klinik olarak uzun yıllardan beri başarıyla kullanılmalarına rağmen metal altyapının ve metal altyapı üzerinde yer alan opak seramiğinin ışık geçirgenliğini engellemesi, dişeti kenarından metal-iyon renklenmesine yol açması ve korozyon toksisitesine neden olması gibi dezavantajları yüzünden yerine yeni arayışların doğmasını gerektirmiştir (Sadowsky, 2006). Böylece estetik açıdan tolere edilebilen metal desteksiz tam seramik restorasyonların kullanımı gündeme gelmiştir (Sailer ve ark., 2015). Tam seramik restorasyonların, doğal diş dokusuna benzer ısıl genleşme katsayısına, ısı iletkenliğine sahip olmaları ve ışığı geçirme, yansıtma özellikleri sebebiyle günümüzde estetik tercih sebebidir. Ancak özellikle posterior bölgede 3 üyeyi aşan restorasyonlarda okluzal kuvvetlere karşı yetersiz kırılma dayanımından dolayı güçlendirilmiş tam seramik sistemleri geliştirilmiştir (Conrad ve ark., 2007).

Zirkonyum oksit, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Klinikte kor materyali olarak kullanımı; tatminkâr optik özellikler, 1000 MPa'ı geçen yüksek bükülme direnci, biyolojik uyumluluğu ve translüsent olması gibi avantajları nedeniyle metal altyapılı sistemlere alternatif olarak güçlendirilmiş tam seramik sistemleri arasında sıklıkla tercih edilmektedir (Silva ve ark., 2010; Raigrodski ve ark., 2012).

Çok çeşitli zirkonyum oksit içeren seramik sistemleri olmasına rağmen restorasyon üretiminde kullanılan 3 tür mevcuttur: yttriyum katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP), magnezyum katyonu ilave edilmiş kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş alüminadır (ZTA) (Denry ve Kelly, 2008). Bu türler arasında da yttrium ile stabilize edilmiş (%2-3 mol) zirkonyum (Y-TZP) materyali yüksek dayanım, kırılma tokluğu, sertlik, aşınmaya karşı direnç, biyoyumluluk, düşük termal iletkenlik, asit ve alkali içinde korozyona direnç, çeliğe benzer elastiklik modülü gibi özellikleri sayesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Vagkopoulou ve ark., 2009; Sax ve ark., 2011; Zhang, 2014).

Yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum materyali opak beyaz renkte olduğu için uzun süre feldspatik porselenlerle veneere edilerek altyapı materyali olarak kullanılmıştır (Zhang ve ark., 2013). Ancak yapılan çalışmalarda karşılaşılan en büyük sorunun veneer porselende meydana gelen kohesiv kırılmalar olduğunu göstermiştir (Triwatana ve ark., 2012). Bu komplikasyonu önlemek için CAD/CAM sistemlerinin gelişmesi ile veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen monolitik kronlar geliştirilmiştir.

Monolitik zirkonyumlar, kısmi olarak yttrium ile stabilize edilmiştir (%0.01). Bu da materyale yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücü (2600⁰C'ye kadar) vermektedir. Özellikle ısıya karşı olan bu direnç, yüksek boyutsal stabiliteye sahip bir materyal olmasını sağlamaktadır (Zhang ve ark., 2013). Parafonksiyonel alışkanlıkları olan, geçmişte restorasyonda kırık öyküsü bulunan veya yetersiz okluzal mesafe (0,6 mm) mevcudiyetinde monolitik zirkonya restorasyonlar tedavi alternatifi olarak düşünülebilir (Park ve ark., 2014; Griffin, 2014).

CAD/CAM sistemi bilgisayar yazılımı ile tasarlanan restorasyonların hassas bir freze makinesi ile üretimini esas almaktadır. Bu dijital üretim ile tam seramik, kompozit, alümina, zirkonya veya metal bloklardan kronlar, inley, onley, lamina, geçici restorasyon, altyapılar veya köprü protezleri üretilebilmektedir. (Goswami ve ark., 2014). Diş hekimliği ve dental teknolojide uzun yıllardır kullanılan alçı model, mum uçurma tekniği gibi tekniklerin yerini almaya başlamışlardır (Svanborg ve ark., 2014).

Tüm bu bilgilerin ışığında yaptığımız çalışmanın amacı; monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların klinik başarısını karşılaştırmak, hasta memnuniyetini değerlendirmek, iç- kenar uyumlarını belirlemek ve restorasyonların aşınması ile karşıt dentisyonda oluşacak aşınmayı değerlendirmektir.

Bu amaçlara yönelik olarak çalışmamız 4 başlangıç hipotezini (HO) test etmek amacıyla dizayn edilmiştir.

1. Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların klinik başarıları arasında fark yoktur.

2. Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların hasta memnuniyeti açısından farkı yoktur.

3. Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların iç ve kenar uyumları arasında fark yoktur.

4. Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların aşınması ve karşıt dentisyon aşınması arasında fark yoktur.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Tam Seramik Sistemler ve Sınıflandırılması

Metal-seramik restorasyonların sahip olduğu altyapının ışık geçirmemesi ve özellikle kole bölgesinde metal renginin yansması gibi dezavantajlar nedeniyle zamanla metal destek içermeyen restorasyonlar geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonlar estetik ve biyolojik olarak daha üstündürler. Isısal genleşme katsayısı ve ısıyı iletme açısından doğal diş dokusu ile daha yakın değerlere sahiptirler (Kelly, 2004; Şener ve Türker, 2009; Shillingburg ve ark., 2010).

Yapılan çalışmalarda, tam seramik sistemlerin, mikroyapılarına, kompozisyonlarına, translusentliklerine, üretim metoduna, altyapı materyaline, fırınlama ısılarına, kırılma ve aşınma dayanıklılıklarına göre farklı şekillerde sınıflandırıldığı görülmüştür (McLaren ve Cao, 2009; Helvey, 2014; Gracis ve ark., 2015). Yapılacak ideal sınıflandırma, materyalin kullanım yeri (anterior-posterior), restorasyonun türü (kron, köprü, onley vb.) ve simantasyonu (geleneksel veya adeziv) hakkında klinik kullanım açısından bilgilendirici olmalıdır (Gracis ve ark., 2015).

Tam seramik sistemler için yapılan en güncel sınıflamalardan biri 2015 yılında, Gracis ve arkadaşları tarafından yapılan 3 gruba sahip sınıflamadır. (Gracis ve ark., 2015). Bu sınıflamaya göre seramik ve benzeri materyallerin üretim şekli, hangi materyal olarak kullanıldığı, asitlenebilirliği ve klinik endikasyonları Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Tam-seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin üretim şekli, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları (Gracis ve ark, 2015).

	Üretim şekli	Altyapı(A) Monolitik (M) Veneer(V)	Asitlene bilme	Veneer	Klinik Endikasyonlar			
					Parsiyel Kron	Kron Anterior(A) Posterior(P)	Köprü	İmplant Üstü
1. Cam- Matriks Seramikler								
1.Feldspatik Seramikler	Refraktör Die, Platin Folyo, Press	M/V	+	✓	-	-	-	-
2. Sentetik seramikler								
a. Lösit içerikli	Press CAD/CAM	A/M	+	✓	✓	✓(A)	-	-
b. Lityum disilikat ve türevleri	Press CAD/CAM	A/M	+	✓	✓	✓(A/P)	5'lere kadar 3üye	✓
c. Fluorapatit içerikli	Press Tabakalama	V	+	-	-	-	-	-
3. Cam-infiltrate seramikler								
a.Alümina	CAD/CAM Slip-casting	A	+	-	-	✓(A/P)	3üye anterior	-
b. Alümina ve Magnezyum	CAD/CAM Slip-casting	A	+	-	-	✓(A)	-	-
c. Alümina ve Zirkonya	CAD/CAM Slip-casting	A	+	-	-	✓(A/P)	3üye posterior	-
2. Polikristalin seramikler								
1. Alümina	CAD/CAM	A	-	✓	-	✓(A/P)	✓	-
2. Stabilize zirkonya	CAD/CAM	A/M	-	-	✓	✓(A/P)	✓	✓
3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya	CAD/CAM	A/M	-	-	✓	✓(A/P)	✓	✓

Tablo 4.1. Tam-seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin üretim şekli, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları (Gracis ve ark, 2015) (devamı).

3.Rezin-matriks seramikler								
1. Rezin nanoseramik	CAD/CAM	M	-	✓	✓	✓(A/P)	-	-
2. Cam seramik içeren rezin ağsı matriksi	CAD/CAM	M	+	✓	✓	✓(A/P)	-	-
3. Zirkonya-silika seramik içeren rezin ağsı matriksi	CAD/CAM	M	-	✓	✓	✓(A/P)	-	-

4.1.1. Cam-matriks seramikler

Feldspatik seramikler

Geleneksel tip olan feldspatik seramikler, kil/kaolen, kuartz ve doğal feldspat (sodyum ve potasyum) gibi 3 ayrı materyalden oluşmaktadır. Restorasyonun dayanıklılığını sağlayan yapı potasyum feldspar ($K_2Al_2Si_8O_{16}$)'dan oluşturmaktadır. Feldspatik seramikler, metal altyapı üzerine porselen veneerleme aşamasında kullanılmaktadır. (IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Vitadur, Vita VMK 68, VitaBlocs, Vident, ABD) (Gracis ve ark., 2015).

Sentetik seramikler

Sentetik seramiklerin içeriğinde temel anlamda, silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) bulunmaktadır ancak, firmalara bağlı olarak değişkenlik gösterebilirler (Gracis ve ark.,2015).

a. Lössit içerikli (IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident, ABD; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake, ABD)

- b. Lityum disilikat ve türevleri (3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD; IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply, ABD)
- c. Fluorapatit içerikli (IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

Cam- infiltre seramikler

In- Ceram Alumina 1989 yılında slip-casting yöntemi ile üretilen ilk cam-infiltre seramiktir (Heffernan ve ark., 2002). Yapısında yüksek oranda alüminyum oksit (Al_2O_3) bulundurmaktadır. Refraktör day üzerinde 1120 derecede 10 saat süre ile sinterlenir (Xiao-ping ve ark., 2002).

- a. Alümina (In-Ceram Alumina, Vita, Almanya)
- b. Alümina ve Magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita, Almanya)
- c. Alümina ve Zirkonya (In-Ceram Zirkonya, Vita, Almanya)

4.1.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramikler grenleri ince olan kristalin yapıda oldukları için kırılmaya karşı dayanımları artmıştır ancak estetik açıdan daha az ışık geçirgenliğine sahiptirler. İçerisinde cam faz olmadığı için polikristalin seramikler hidroflorik aistle daha zor asitlenmektedir bu nedenle daha yüksek sıcaklıklardaki asitler ile daha uzun süre asitlenmelidirler (Gracis ve ark., 2015).

Alümina

Alümina, yüksek oranda alüminyum oksit içermektedir. Sertlik derecesi 17-20 GPa kadar yüksek olmakla beraber, elastik modülüsü ($E=300$ GPa) diğer tam seramikler arasında en yüksek olandır bu durum restorasyonlarda görülen kırıkların artmasına sebep olmuştur. Zamanla stabilize zirkonyaya yönelim artmıştır (Sriamporn ve ark., 2014).

Stabilize zirkonya

Zirkonya; monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (K) olmak üzere 3 farklı kristal yapıya sahip olan bir materyaldir. Saf zirkonya oda sıcaklığında normalde monoklinik fazdadır ve $1170^{\circ}C$ ye stabildir. $1170^{\circ}C$ 'den $2370^{\circ}C$ arasında tetragonal

fazda, 2370°C'nin üzerinde de kübik fazda seyrederek. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçişe, makaslama gerilimi ile aynı anda %4 kadar hacim artışı meydana gelir. Bu hacim artışı, çatlakları yaklaştırarak materyalin kırılma dayanıklılığını yükseltir. (Guess ve ark., 2010).

Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Zirkonya ile güçlendirilmiş alüminada (ZTA); zirkonyanın stres uyarıcı transformasyon kapasitesi alümina matrisi içerisinde kullanılır. Yüksek dayanıklılığı, sertliği ve abrazyon direnci dolayısıyla biyomedikal implantlarda tercih edilen önemli bir yapı materyalidir. In-Ceram Zirkonya, bir ZTA örneğidir, In Ceram Alümina'ya eklenmiş 1/3 oranında (%12 mol) seryum ile stabilize zirkonya içerir, 700 MPa gerilim direncine sahiptir. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ); son zamanlarda oral implantların üretiminde kullanılmaktadır (Silva ve ark., 2011; Uludamar ve ark., 2012).

4.1.3. Rezin-matriks seramikler

Rezin matris seramikler yüksek oranda seramik partikülleri içeren organik matrisli seramiklerdir. Geleneksel seramikler ile kıyaslandıklarında, dentine daha yakın elastik modüle sahip olmaları, frezelenmelerini veya gerekli olduğu takdirde kompozit rezin ile tamirini kolaylaştırdığı için bu materyalleri daha avantajlı kılar (Gracis ve ark., 2015).

Rezin nanoseramik

Ağırlık olarak %80'i nanoseramik partiküllerden oluşan rezin matris yapıdan oluşur. Aralıklı silika nanopartikülleri (20 nm çapında), zirkonya nanopartikülleri (4-11 nm çapında) ve nanopartiküllere yapışan zirkonya-silika nano tanecikleri, doldurucu partiküller arası boşluğu azaltarak, materyali daha yüksek nanoseramik içeriğe ulaşmasını sağlar (Gracis ve ark., 2015).

Cam seramik içeren rezin ağısı matrisi

Dual ağısı yapısı ile kompozit ve seramiğin avantajlarını bir arada tutmak amacıyla üretilen ilk hibrit materyaldir. Materyal, %86 seramik, %14 polimerden

meydana gelir. Dentine benzer abrazyon, esneme sertliği ve elastik özellikler gösterir. Seramiklere nazaran karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olduğu bildirilmiştir (Gracis ve ark., 2015).

Zirkonya-silika seramik içeren rezin ağsı matrisi

Seramiğin farklı yüzde oranlarıyla birlikte silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentlerinin çeşitli varyasyonlarıyla birlikte farklı organik matris yapıları olan materyallerdir. Bu materyale bir diğer örnek de %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (0.6 µm'lik sferik şekilde) bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA polimer matrisi ve patentli bir başlatıcı sistemine gömülü olan kompozit materyallerdir (MZ100 Block, 3M ESPE, ABD) (Gracis ve ark., 2015).

4.2. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlar

Sembolü 'Zr' olan zirkonyum, atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22 olan; periyodik cetvelin 5. periyodunda 4b grubunda yer alan geçiş metal elementidir. Değerleri +2, +3 veya +4'tür. Arapça 'altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden türetilmiştir. 'Zargon' kelimesi ise Pers dilinde 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinden oluşmuştur (Vagkopoulou ve ark., 2009). Zirkonyum ilk olarak 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur (Vagkopoulou ve ark., 2009).

4.2.1. Kimyasal ve mekanik özellikleri

Zirkonyum elementi doğada saf halde bulunmaz; birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen mineralleri, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)'dir. Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Polimorfik bir malzeme olan zirkonyum oksitin diğer adları 'zirkonya ve baddeleyit'tir (Resim 4.1). Oda sıcaklığında heksagonal sıkı paketlenmiş kristalin yapıda olup, zirkonat (ZrO_3^{-2}) ve zirkonil tuzları (ZrO^{+2}) gibi bileşenlerden meydana gelir (Denry ve Kelly, 2008; Vagkopoulou ve ark., 2009).



Resim 4.1. (a) Baddeleyite (ZrO_2) materyali; (b) Zirkon ($ZrSiO_4$) materyali.

Reaktif bir element olan zirkonyum, hava veya sıvı ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur ve bu sayede zirkonyumun korozyona karşı daha dirençli olması sağlanır (Denry ve Kelly, 2008; Vagkopoulou ve ark., 2009). Zirkonyum materyalinin mekanik özellikleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Zirkonyumun mekanik özellikleri.

Yoğunluğu	6.511 g/ml
Elastik modülü	8.3×10^4 MPa
Erime noktası	1855°C (2128 K)
Kaynama noktası	4409°C (4682 K)
Molar hacmi	14.02 ml/mol
Mineral Sertliği	5.0
Isı iletkenliği	$0.227 \text{ W cm}^{-1} \text{ K}^{-1}$
Özgül ısı	$0.27 \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$

4.2.2. Zirkonyumun yapısal özellikleri

Kristalin ağı içinde yer alan zirkonyum oksit kristalleri, 3 farklı kristal faz yapısına göre sınıflandırılır: monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Saf zirkonyum 1170°C’ye kadar olan oda ısısında monoklinik fazda stabildir. Bu fazda zirkonyumun mekanik özellikleri düşüktür ve seramik partiküllerinin kohezyonunun azalması ve buna bağlı olarak yoğunluğunun azalması kolaylaşabilir. 1170°C ile 2370°C arasında zirkonyum, hacim olarak %5 azalma göstererek tetragonal fazda stabil hale geçmiştir ve materyalin mekanik özellikleri gelişmiştir. Sıcaklığın artmasıyla beraber 2370°C’nin üzerinde materyal kübik faza dönüşmektedir ve erime

sıcaklığına kadar (2680 °C) stabildir (Şekil 4.1) (Denry ve Kelly, 2008; Vagkopoulou ve ark., 2009).



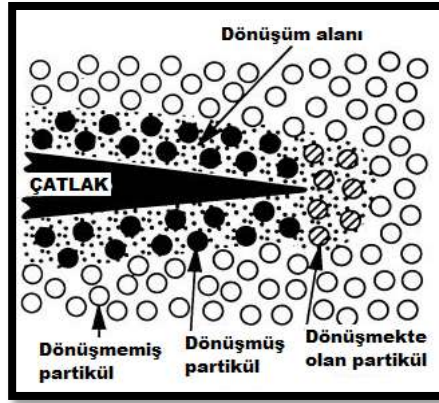
Şekil 4.1. Zirkonyumun kristal fazları ve dönüşüm sıcaklıkları.

Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (Kelly, 2004).

4.2.3. Transformasyon doygunluğu (PTT)

Oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize olan zirkonyum ‘metastable’ özelliğe sahiptir yani tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak enerji mevcuttur; aşındırma gibi yüksek lokalize stresler altında, kumlamada ve ısıl yaşlandırmada monoklinik faza dönüşüm gerçekleşebilir (Şekil 4.2) (Curtis ve ark., 2006; Lughi ve Sergio, 2010). Bu dönüşüm %3-4 arasında lokal hacim artışı ile sonuçlanır. Kristaller etkili bir şekilde büyüyüp bu hacim artışı ile çatlakların çevresinde kompresif stresler oluşturur ve bu stresler sayesinde mikro çatlakların ilerlemesi engellenir. Tetragonal fazdan monoklinik faza olan bu dönüşüme ‘transformasyon doygunluğu (phase transformation toughening, PTT)’ adı verilmektedir (Silva ve ark., 2010). Ancak, yapılan çalışmalarda bu mekanizmanın mikro çatlakların oluşmasını ve ilerlemesini engellemediği sadece mikro çatlakların yayılmasını zorlaştırdığı belirtilmiştir (Raigrodski, 2004). Lughi ve Sergio transformasyon doygunluğunu materyalin bir çatlak mevcudiyetinde gelen yüklere karşı koyabilme kapasitesi olarak tanımlamışlardır (Lughi ve Sergio, 2010).

Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonyumun bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanıklılığı ise 9-10 MPa/m olarak bulunmuştur. Yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri, tetragonal- monoklinik faz transformasyonuna bağlıdır.



Şekil 4.2. Transformasyon doygunluğu mekanizmasının şematik gösterimi (Piconi ve Maccauro, 1999; Conrad ve ark., 2007; Çelik M ve ark., 2014).

4.2.4. Düşük ısılarda bozulma (LTD)

Düşük ısılarda bozulma (low temperature degradation) fenomeni, zirkonyumun kendi yapısında var olan ve düşük ısılarda (150-400°C) özellikle suyun varlığında zirkonyum kristallerinin spontan olarak tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesi ile yapısının fiziksel özelliklerini zayıflatmasına sebep olan bir durumdur (Al-Amleh ve ark., 2010). Tetragonal fazdan→monoklinik faza dönüşümü ‘transformasyon doygunluğu’ mekanizmasına yol açmasının yanında materyalin faz bütünlüğünü tehlikeye atıp ‘düşük ısılarda bozulma (low temperature degradation) fenomenine’ yatkınlığını da arttırmaktadır (Silva ve ark., 2010). Bunun sonucunda Y-TZP partiküllerinin yüzeyden atması ve mikro çatlak oluşumu ile erken dönemde başarısızlıklara neden olabilmektedir (Silva ve ark., 2010).

4.2.5. Zirkonyum materyalleri

Dental uygulamalar için üretilmiş stabilize edici ajan tipi bakımından 4 farklı zirkonyum materyali bulunmaktadır:

- Parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ),
- Zirkonyum ile sertleştirilmiş alümina (ZTA),
- Alümina ile sertleştirilmiş zirkonyum (ATZ) ve
- Yttrium ilave edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (3Y-TZP) (Silva ve ark., 2010).

Yttrium oksitin (Y_2O_3) diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olması nedeniyle genelde stabilize edici ajan olarak yttrium kullanılır (Piconi ve Maccauro, 1999; Conrad ve ark., 2007).

→*Yttrium stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP)*

Yttrium oksitin (Y_2O_3), saf zirkonyuma %2-3 mol oranında ilave edilmesiyle elde edilen yttrium stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP), en güçlü ve en çok kullanılan zirkonyum çeşididir. Y-TZP seramikleri, ZrO_2 ile Y_2O_3 'ün beraber çöktürülmesi yoluyla veya ZrO_2 grenlerinin Y_2O_3 ile kaplanması yoluyla elde edilebilir (Piconi ve Maccauro, 1999; Conrad ve ark., 2007).

Y-TZP materyali, yüksek dayanım, kırılma tokluğu, sertlik, aşınmaya karşı direnç, biyouyumluluk, manyetik içermeyen davranış, elektrik yalıtımı, düşük termal iletkenlik, asit ve alkali içinde korozyona direnç, çeliğe benzer elastiklik modülü ve demire benzer termal ekspansiyon katsayısı gibi özelliklere sahiptir (Vagkopoulou ve ark., 2009).

Y-TZP esaslı altyapı sistemlerinin bükülme dirençleri 900-1200 MPa arasındadır. Kırılma dayanımları ise alüminöz altyapı sistemlerinin yaklaşık 2 katı, lityum disilikat içeren sistemlerin ise yaklaşık 3 katı kadardır (Tablo 4.3) (Piconi ve Maccauro, 1999).

Tablo 4.3. Y-TZP' nin yapısal özellikleri.

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	$ZrO_2 + 3 \text{ mol\% } Y_2O_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g/cm}^3$
Porözite	$<0.1 \%$
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ^{1/2}
İsısal genişleme katsayısı	$11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Termal iletkenlik	2 W m K^{-1}
Sertlik	1200 HV

Metastabil özelliğinde olan zirkonyumda faz dönüşümleri yapı içinde kendiliğinden devam eder. Bu doğal dönüşümler sonucu materyalin mekanik özelliklerini etkileyen birçok faktör vardır. Bu etkenler aşağıdaki şekilde incelenebilir;

Stabilize edici oksidin miktarı

Tetragonal fazda bulunan zirkonyumun faz durumu; stabilizatör oksidin gren boyutlarına ve matriste doğru oranda kullanımına bağlıdır. Zirkonyum içeriğindeki stabilize oksit konsantrasyonunun artması (%3,5), stabil kübik fazın önemli bir kısmının nükleasyonuna izin verebilir ve materyalin mekanik özellikleri etkilenir. Bu nedenle oda sıcaklığında tetragonal metastabil faz elde edilmesi için stabilize oksit miktarı %3 mol'ün üzerinde olmamalıdır (Çelik M ve ark., 2014).

Zirkonyum grenlerinin boyutu ve şekli

Zirkonyum grenlerinin boyutu ve şekli materyalin mekanik özelliklerini etkilerken, üretim sıcaklığı ise gren boyutlarının değişmesine neden olur.

Gren boyutu kritik sınırdan büyük iken daha az stabil ve kendiliğinden oluşan tetragonal→monoklinik faz dönüşümlerine daha yatkındır; gren boyutunun küçülmesi (<1 µm) faz dönüşüm oranının azalmasına neden olur. Fakat çok düşük gren boyutları (0.2 µm) varlığında, transformasyon mümkün değildir ve kırılma tokluğu azalır (Piconi ve Maccauro, 1999; Conrad ve ark., 2007).

Aşındırma

Aşındırma işlemi ile materyal yüzeyinde mikronlar derinliğinde kompresif stresler oluşması tetragonal- monoklinik faz transformasyonu oluşturur; bu dönüşüm sonucu gelişen hacim artışına bağlı olarak zirkonyum polikristallerinin direnci artar ve yüzeysel mikro çatlakların ilerlemesini önler (Curtis ve ark., 2006; Lughi ve Sergo, 2010).

25 µm gren boyutundaki elmas frez ile gerçekleştirilen aşındırma işleminin, Y-TZP materyalinin dayanımını geliştirdiği belirtilirken, kaba grenli frezler ile gerçekleştirilen aşındırmanın ise zirkonyumun dayanıklılığında azalmaya neden

olduğu bulunmuştur. Su soğutması altında d basınç ile gerçekteştirilen aşındırma, tetragonal- monoklinik faz dđnüşümünü destekleyebilir, hata oranını azaltırken yüzeyde oluşan kompresif tabakayı arttırır (Vagkopoulou ve ark., 2009).

Sıcaklık

Uygulamalar sırasında gerçekteşen sıcaklık artışı Y-TZP' nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Y-TZP' nin maruz kaldığı 200-300 °C'yi aşan bir ısının ortaya çıkması monoklinik faza geçişin miktarını aşırı artırarak malzemenin yarı- stabil özelliğini kaybetmesine neden olmaktadır (Luthardt ve ark., 2002).

Nem

Yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz değişim hızının arttığı bildirilmiştir. Yapılan in vitro çalışmalarda ortamda suyun varlığında zirkonyumun yaşlanmaya daha eğilimli olduğu bildirilmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999; Conrad ve ark., 2007)

Zaman

Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen yaşlanma olayı söz konusudur bu durum tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla oluşur. Yaşlanmaya bağlı olarak yoğunlukta, sertlikte ve dayanıklılıkta azalma meydana gelmektedir (Chevalier ve ark., 2004)

Materyalin içindeki makro ve mikro çatlakların miktarı ve dağılımı

Zirkonyum yapısında oluşan makro ve mikro çatlakların kontrolsüz bir şekilde artması, materyalin mekanik dayanımını azalttığı bildirilmektedir (Kelly ve Denry, 2008; Sundh ve ark., 2005).

Sonuç olarak, Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişim sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 oranında Y₂O₃ ilave edilmesi ve 0.3 µm gren boyutu idealdir (Piwowarczyk ve ark., 2005).

4.2.6. Zirkonyum bloklar

Üretim şekline göre yttrium içeren zirkonyum bloklar;

Green stage zirkonya blok,

Pre-sinterize zirkonya blok ve

Sinterize zirkonya blok olmak üzere üç gruba ayrılır (Tablo 4.4).

Green stage zirkonya blok

Isı uygulanmadan preslenerek hazırlanan bu tip bloklar tebeşir kadar yumuşak ve kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten karbid frezlerle şekillendirilmektedirler. Sinterleme işleminden sonra yaklaşık %20-30 oranında büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu nedenle oluşabilecek büzölmeyi kompanse etmek için normal boyutlarından %20-25 daha büyük hazırlanırlar (Guazzato ve ark., 2004; Sundh ve ark., 2005).

Pre-sinterize zirkonya blok

Pre-sinterize zirkonya bloklar, green stage zirkonya blokların 500°C'de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile elde edilirler. Normalden büyük boyutta hazırlanan altyapı aşındırma sonrası basınçsız olarak 1350°C- 1500°C sıcaklık arasında sinterlenir. Böylece sinterizasyon sonrası yaklaşık %20'lik bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu tip bloklara dry pressed zirkonyum veya non-HIP zirkonyum da denir (Guazzato ve ark., 2004; Sundh ve ark., 2005).

Sinterize zirkonya blok

Sinterize zirkonya bloklar, öncelikle yaklaşık 1300°C de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400°C- 1500°C arasında 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Sinterlenip basınca maruz kalan Y-TZP' nin rengi gri-siyah olur be nedenle son ısıtma safhası beyazlaşmaya kadar açık havada devam ettirilir. Sinterlenmesi tamamlanmış yüksek yoğunluktaki bloktan restorasyon esas boyutunda

şekillendirilmektedir. Bu tip zirkonya bloklara HIP zirkonyum da denir (Guazzato ve ark, 2004; Sundh ve ark., 2005).

Tablo 4.4. Üretim şekline göre diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum sistemlerinin gruplandırılması.

Zirkonyum Tipi	Üretici firma
Green Stage Zirkonya Blok	Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya)
	Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
	Hint-Els Zirkon TPZ-G DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, İtalya)
	Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon Grafelfingen, Almanya)
Pre-sinterize Zirkonya Blok	In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bernsheim, Almanya)
	ZS-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Almanya)
	Hint-Els Zirkon TPZ-G DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwill, İsviçre)
	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Almanya)
Sinterize Zirkonya Blok DC-Zirkon	Precident DCS (DCS, Allschwill, İsviçre)
	Z-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Almanya)
	Zirkon TM, Pro 50 Cynovad (Cynovad, Montreal, Kanada)
	Hint-Els Zirkon TPZ-G DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	HIP Zirkon, Etkon (Etkon Grafelfingen, Almanya)

4.2.7. Zirkonyum altyapıların üretimi

Restorasyonlar dijital ya da manuel olarak üretilebilmektedir:

CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing)

MAD/MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

- CAD/CAM ile üretimi

Restorasyonun dijital ortamda üç boyutlu planlamasının ve tasarımının yapılmasını takiben yazılımın kontrolündeki frezeleme ve aşındırma cihazları üretimi sağlamaktadırlar (Beuer ve ark., 2008).

➤ MAD/MAM ile üretimi

MAD/MAM sistemin işleyişi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermektedir. Prepare edilen dişe yapılacak restorasyonun modelajı refrakter model üzerinde, rezin esaslı bir materyal ile yapılmaktadır. Cihaza taşınan modelin tüm yüzeyleri mekanik bir sensör veya lazer ile taranmaktadır. Yüzeğe ait veriler sinterleme büzülmesini karşılayacak miktarda büyük işlenmektedir. Sinterizasyon sonrası gerçek boyutlarına ulaşmaktadır (Yavuzylmaz, 2005).

4.2.8. Zirkonyum altyapı üzerine veneer seramiğin uygulama teknikleri

Zirkonyum altyapılı restorasyonlarda zirkonyanın rengi dentin rengine yakın olması ve materyalin ışık geçirgenliği (translulentlik) düşük olması nedeniyle estetiği sağlamak amacıyla altyapı şeklinde hazırlanır ve üzerine porselen kaplanarak restorasyon üretilir. Zirkonyum altyapı üzerine porselen işlenmesinde manuel tabakalama ve presleme teknikleri kullanılmaktadır. Fakat bu tekniklerle hazırlanan restorasyonların en önemli problemleri altyapı üzerine işlenen porselenin kendi içinde parçalanması (chipping) veya porselen tabakanın zirkonya altyapıdan tamamen (delaminasyon) ayrılmasıdır.

Bu problemlerin üstesinden gelmek amacıyla iki farklı strateji geliştirilmiştir. Bunlardan birincisi dijital veneerleme tekniğidir. İkincisi ise monolitik zirkonya materyallerinin daha translulent hale getirilerek kullanılmasıdır (Rekow ve ark., 2011).

Tabakalama tekniği

Tabakalama tekniği veneer seramiğin uygulanması en sık kullanılan tekniktir (Torabi ve ark., 2015). Porselen tozu ve likidi karıştırılarak krema kıvamındaki porselen karışımını altyapı üzerine fırça yardımıyla uygulanmaya başlanır.

Kondansasyon yöntemi ile işlenmesi sırasında, vibrasyon ve spatülleme teknikleri ile seramik partiküllerin arasındaki hava boşlukları; emici kâğıt mendiller kullanılarak da yüzeydeki nem alınır (Turk ve ark., 2015). Tabakalama tekniğinin en belirgin dezavantajı laminasyon sırasında mikoporlar oluşabilmesi ve en sık karşılaşılan sorun, fırınlama işlemine bağlı meydana gelen büzülmedir. Bu büzülme sonucu seramik ilavesi gerektiği durumlarda birden fazla fırınlanması gerekmektedir. Her fırınlama işlemi porselenin mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir ve devitrifikasyona sebep olmaktadır (Guess ve ark., 2013; Toprak Gündüz ve ark., 2016).

Presleme tekniği

Bu teknikte, sinterlenen zirkonyum altyapı üzerine üstyapının mum modelasyonu, restorasyonun istenilen son formu şeklinde elde edilir. Kayıp mum tekniği ile seramik ingotlar kullanılarak restorasyonların üretimi gerçekleştirilir. Bu teknik sayesinde tekrarlayan fırınlama işlemlerinin elimine edilmesiyle büzülme minimuma indirilebilmektedir ve üretilen restorasyonların uyumu daha iyi olmaktadır (Turk ve ark., 2015). Ayrıca ısı-basınç altında şekillendirme işlemi sırasında seramik materyali büzülmeye uğramadığı için restorasyonun kenar uyumu daha iyidir.

Bu tekniğin başarısını, mum modelajın bekleme süresi ve temizliği, döküm kanallarının doğru bağlanması, ön ısıtma fırınının sıcaklığı ve revetmanın bekleme süresi, döküm materyalinin kalitesi ve revetman artıklarının kumlama ile temizlenme sırasındaki hassasiyet gibi faktörler etkilemektedir (Ishibe ve ark., 2011).

Her iki yöntemde de veneerlenen porselende chipping görülebildiği literatürde bildirilmiştir. (Saeidi Pour ve ark., 2017)

Dijital Veneerleme Tekniği

Yeni dijital veneerleme teknikleri delaminasyon ve chipping komplikasyonlarını azaltmak için ortaya çıkmıştır. Bunlar LAVA Dijital Veneerleme Sistemi (3M ESPE), Rapid Layer Teknolojisi (Vita Zahnfabrik) ve CAD-on tekniği (Ivoclar Vivadent)'dir. Bütün sistemlerde hem altyapı olan zirkonya materyali hem

de üstyapı veneerleme porseleni CAD/CAM ile hazırlanır. LAVA DVS tek kron restorasyonları için üretilmiştir. Veneerleme seramiği olarak pre-sinterize silika bazlı veneerleme porseleni kullanılmaktadır. Cam seramik yapıdaki füzyon seramiği kullanarak zirkonya altyapı veneer seramiğe tutunmaktadır. Rapid Layer Teknolojisinde feldspatik porcelenden üretilen veneerleme porseleni zirkonya altyapıya adeziv (Rezin siman) ile yapıştırılmaktadır. Adeziv teknik sebebiyle veneerlenen materyal üzerinde sonradan bir fırınlama yapılarak renk veya form değişikliği yapılamamaktadır. CAD-on tekniğinde lityum disilikat bloklar kullanılmaktadır. Lityum disilikat veneer düşük füzyon cam seramik ile birlikte zirkonya altyapının üzerine sinterlenmektedir. Bu nedenle bu yöntemde sinterizasyon tekniği adı da verilmektedir (Toprak Gündüz ve ark., 2016). Füzyon seramiğinin akışkanlığının artırılarak iki tabaka arasında çok ince bir şekilde yayılması için titreşim yapan bir cihaz (Ivomix, Ivoclar Vivadent) kullanılması tavsiye edilmektedir. Ayrıca lityum disilikatın dayanıklılığı daha yüksek olduğu için chippinge karşı daha dirençli bir restorasyon üretilmesi bu yöntemde amaçlanmıştır. Dijital veneerleme tekniğinde hızlı, verimli ve standardize bir restorasyon üretim tekniği sağlanmış olur. Zirkonyanın sinterizasyonundan sonra tek bir fırınlama yapılarak lityum disilikat (kristalizasyon) zirkonya üzerine tutunması sağlanır (850°C) daha sonra sadece glaze fırınlaması (750°C) yapılarak restorasyon tamamlanır (Beuer ve ark., 2009; Van Noort, 2012).

4.2.9. Zirkonya-veneer seramik restorasyonlarda liner materyalinin kullanımı

Zirkonya restorasyonlarda altyapıdan kaynaklanan opak yansımayı maskelemek ve materyalin ıslanabilirliğini arttırmak için altyapı ve veneer materyali seramiği arasına liner tabaka uygulanmaktadır (Aboushelib ve ark., 2006). Liner materyali, aluminosilikat cam, gliserol ve propilen glikol gibi materyallerden oluşmaktadır. Aboushelib ve arkadaşları (2010), zirkonya ve veneer seramik arasındaki bağlantı dayanıklılığını değerlendirdikleri çalışmada, liner uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. McLaren ve Giordano'da liner materyalinin mekanik ve kimyasal bağlantıyı arttırdığını bildirmişlerdir (McLaren ve Giordano, 2005).

4.2.10. Zirkonya-veneer seramiklerin bağlantı mekanizması

Veneer seramiklerin termal genişleme katsayısı ($9.1- 9.7 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) zirkonyum oksit seramiklerin termal genişleme katsayısından ($10.8 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) daha düşüktür. Metal destekli porselen sistemlerindeki gibi az miktardaki sıkışmayla üstyapı porseleni zirkonyum oksit porselenine bağlanmaktadır (De Kler ve ark., 2007).

Zirkonyum altyapılı restorasyonlarda en sık görülen komplikasyonun (%8-25) porselen kırılması olarak bilinen chipping (koheziv başarısızlık) veya üstyapı seramiğinin tabaka halinde ayrılması olarak bilinen seramiğin delaminasyonu (adeziv başarısızlık) olduğu çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (Sailer ve ark., 2009; Schmitter ve ark., 2012).

Altyapı porseleni ile üstyapı porseleni arasındaki stres bölgelerinin azaltılması ve ideal restorasyonun oluşturulabilmesi için altyapının hazırlanması sırasında dikkat edilmesi gereken faktörler şu şekilde sıralanır:

- 1) Altyapının minimal kalınlık değerlerine uyulmalıdır.
- 2) Marjinal kenarlar kontrol edilmeli, gerekli ise düzeltmeler yapılmalıdır.
- 3) Sinterleme işleminden sonra altyapı separasyon diskleri ile separe edilmemelidir.
- 4) Restorasyonun dayanıklılığını olumsuz etkileyecek kırığa uygun ortam oluşturulmamalıdır.
- 5) Tabakalama işlemine başlamadan önce altyapı su ve buhar ile temizlenmeli ve kurutulmalıdır.
- 6) Altyapı, kir ve yağlardan arındırıldıktan sonra herhangi bir temastan kaçınılmalıdır.

Zirkonya-veneer seramik arasında mekanik bir bağlanma mevcuttur. Yüzeyde bulunan mikroporöziteli alanların bu bağlanmayı arttırabileceği bilinmektedir.

Mikroporöziteyi artıracak pürüzlendirme işlemleri için kullanılabilir 7 metot mevcuttur:

Kumlama

Yüzey pürüzlülüğünü arttırmada en yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biridir. Bu işlem 50–250 µm'lik Al₂O₃ tozlarının 4-6 atmosfer basınçlı kumlama cihazları kullanılarak restorasyonun üzerine püskürtülmesi ile uygulanmaktadır (Bhargava ve ark., 2012).

Kumlama yöntemi ile restorasyon yüzeyindeki oksit tabakalar ve kontamine tabakalar uzaklaştırılarak mekanik bağlantıyı arttıracak temiz ve pürüzlü yüzeyler elde edilmektedir. Ancak aynı zamanda faz değişimine ve yüzeyde hasar oluşumuna da sebep olabilmektedir (Su ve ark., 2015).

Elmas döner aletler ile pürüzlendirme

Kalın grenli elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre gözle görülebilir daha pürüzlü yüzeyler elde edilir. Ancak bu yöntem seramik yüzeyinde stres ve keskin alanlar oluşumuna sebep olarak yapının zayıflamasına neden olabileceği bildirilmiştir (Uludamar ve ark., 2011).

Asit ile pürüzlendirme

Hidroflorik asidin (HF %2,5-10) 2-3 dakika süreyle restorasyon yüzeyine uygulanmasıyla pürüzlü alanlar elde edilmesini sağlamaktadır. Ancak camsı içeriği zayıf, kristalin yapıdaki seramiklerde ve saf non-kristalin seramiklerde hidroflorik asitle retantif alan elde etmek mümkün olmamaktadır. Bu seramiklerde uygun mekanik bağlanmayı sağlayabilmek için ilave yöntemler gerekmektedir (Uludamar ve ark., 2011).

Lazer ile pürüzlendirme

Nd:YAG, Er:YAG, ve CO₂ lazer sistemlerinin zirkonya üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği çalışmalarda 3 sistemin de yüzey pürüzlülüğü sayesinde mekanik retansiyon üzerinde arttırıcı etkisi olduğu bildirilmiştir (Yeşil Duymuş ve ark., 2015).

Ancak bunun aksine bazı çalışmalarda da lazer uygulandığında yüzeyde mikro çatlakların oluştuğu gözlenmiştir (Üşümez ve Aykent, 2003; Noda ve ark., 2010).

Plazma sprej ile pürüzlendirme

İyon, elektron, atom ve nötral parçacıklardan oluşan, kısmen iyonize edilmiş gaz olan plazma spreji bağlantı değerlerini arttırmaktadır (Derand ve ark., 2005).

Porselen incisi ile pürüzlendirme

Zirkonyum yüzeyine porselen incileri su ile karıştırılarak uygulanır ve hazırlanan yapı fırınlanır. Bu uygulamanın, zirkonya restorasyonlarda bağlanma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir (Derand ve ark., 2005).

Tribokimyasal silika kaplama yöntemi

Restorasyon yüzeyi, silisik asit ile modifiye edilmiş olan alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlanır. Seramik yüzeyinde oluşan camsı tabaka silan ile kimyasal bir bağlantı sağlamaktadır (Amaral ve ark., 2006).

Günümüzde tribokimyasal silika kaplama için kullanılan 2 farklı sistem mevcuttur. Rocatec sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya) laboratuvar kullanımı için; CoJet sistemi (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ise klinik kullanım için tasarlanmıştır (Valandro ve ark., 2005).

4.3. Monolitik Zirkonya

“Mono” kelimesi Yunanca’daki “tek”; “litik” kelimesi ise “taş” anlamına gelen karşılıklarından köken alır. Günümüzde “bütünün tamamını tek materyalle oluşturan” restorasyonları ifade etmek için kullandığımız “monolitik” kelimesinin doğrudan karşılığının “tek taş” olduğu söylenebilir. Böyle restorasyonlar için “monoblok” terimi de yaygın olarak kullanılmaktadır.

Zirkonya restorasyonlar; yüksek mekanik performansı, kimyasal ve boyutsal stabilitesi, yüksek gerilim direnci gibi özellikleriyle genellikle altyapı materyali olarak kullanılmaktadır (Komine ve ark., 2010). Zirkonya altyapılı sistemlerde en sık

karşılaşılan komplikasyonlar; üstyapı seramiği ve zirkonya materyalleri arasındaki termal ekspansiyon katsayıları uyumsuzluğuna bağlı olarak yüzeyel porselen ayrılmaları, porselen kırıkları ve chippingdir (Park ve ark., 2014). Bu durum veneerleme prosedürüne ihtiyaç duyulmadan anatomik konturlu olarak hazırlanan restorasyonların arayışını gerektirmiştir. Günümüzde zirkonyum oksit içerikli restoratif materyallerin (Tablo 4.5) ve CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle altyapısız, anatomik konturlu monolitik zirkonya restorasyonlar üretilebilmektedir (Zhang ve ark., 2013; Park ve ark., 2014).

Tablo 4.5. Monolitik zirkonya materyali üreten firmalar.

Monolitik Zirkonya Blok/ Disk	Üretici Firma
Bruxzir Solid Zirconia	Glidewell/ ABD
Ceramill Zolid	Girrbach/AVUSTURYA
inCoris TZI	Sirona/ ALMANYA
Katana Zirconia	Kuraray Noritake/ JAPONYA
Lava Plus High Translucency Zirconia	3M Espe/ ABD
Prettau Zirconia	Zirconzahn/ İTALYA
Zenostar T	Wieland/ ALMANYA

Zirkonyanın içeriğindeki alümina miktarı arttıkça yoğunluğu artar ve translusensi özelliği düşer (Hallmann ve ark., 2012). Bu nedenle; yeni geliştirilen zirkonya bloklarının içeriklerindeki alümina miktarı düşürülerek daha translusent yapıda monolitik zirkonya restorasyonlar elde etmek amaçlanmıştır.

Monolitik zirkonya restorasyonlar; bükülme direnci (1570 Mpa) ve ısı dayanımının (2600°C) yüksek olması, yüksek biyoyumluluğa sahip olması, opasitelerinin azaltılması ile estetik özelliklerinin geliştirilmesi, özel boyama solüsyonları kullanılarak renklendirilebilmesi, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda kullanılabilmesi, antagonist dişte minimum aşınma meydana getirmesi gibi avantajları sebebiyle tercih edilmektedir (Carames ve ark., 2015) (Lohbauer ve Reich, 2017).

4.3.1. Monolitik zirkonya restorasyonların endikasyonları

- Zirkonyum altyapılı restorasyonların kullanılabilceği tüm endikasyonlarda kullanılabilmesinin yanı sıra,
- Uzun gövdeli köprü protezlerinde,
- Tam ark köprü protezlerde,
- İmplant üstü protezlerde,
- İnley ve onley restorasyonlarda,
- Endokronlarda,
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda kullanılabilmektedir (Ulu ve Bayındır, 2016).

4.3.2. Monolitik zirkonya metaryalinin fiziksel özellikleri

Kırılma dayanıklılığı

Monolitik zirkonya kronların; veneerlenmiş zirkonya kronlara, monolitik lityum disilikat kronlara ve metal seramik kronlara göre daha yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir (El-Naga ve ark., 2014; Johansson ve ark., 2014; Lameira ve ark., 2015). Yapılan çalışmalarda, monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanıklılığının en yüksek olduğu materyal kalınlığının 0,6- 1,5 mm arası olduğu bildirilmiştir. (Sun ve ark., 2014).

Yüzey pürüzlülüğü

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü restorasyonda, bakteri adezyonu-retansiyonu ve plak birikimini arttırmaktadır. (Sadid-Zadeh ve ark., 2013). Aynı zamanda restorasyonun yüzey pürüzlülüğü karşıt diş ve/veya restorasyonda aşınmaya neden olmaktadır. Bu nedenle restorasyonların yüzeylerinin ideal bir şekilde cilalanması ile pürüzsüz olması hem aşınma miktarının azaltılması hem de klinik başarının artırılmasında önemli rol oynamaktadır (Preis ve ark., 2015).

Monolitik zirkonya seramik kullanılarak yapılan restorasyonların aşınma özelliklerinin araştırıldığı birçok klinik çalışmada yüzey işlemleri ile ilgili farklı sonuçlar elde edilmiştir. Yüzeye glazür uygulanması ile yüzey pürüzlülüğü

minimalize edilir ve/veya azaltılır (Bindl ve ark., 2006). Karşıt dişlerde mine aşınmasını önlemek için parlatma işlemleri laboratuvarında özenli yapılarak ve ağızda oklüzal düzenleme yapıldıktan sonra mutlaka parlatma işlemi uygulanarak sağlanmalıdır. Zirkonya tam seramiklerde herhangi bir yüzey işlemi yapılmadan öncelikle yüzey düzeltilmeli ve sonra parlatılmadır. Aksi halde daha sonra yapılan boyama işlemlerinde ağız içinde zamanla boya materyali aşındığı zaman pürüzlü yüzey ortaya çıkar ve aşındırmayı hızlandırır (Park ve ark., 2014). Yüzey işlemleri, zirkonyanın aşınma değerlerine etki etmektedir.

Marjinal uyum

Farklı CAD/CAM sistemlerinin kullanımı siman aralığının değişimine; siman aralığının değişimi ise marjinal uyum değerleri üzerinde etkili olduğu ve siman boşluğunun azalmasının marjinal uyum değerlerinin değişimine neden olmaktadır (Kale ve ark., 2016). Çalışmalarda farklı sistemlerden üretilen restorasyonların tümünün marjinal aralıkları klinik olarak kabul edilebilir değerlerde bulunmuştur, ancak 5 akslı millemeler üretilen restorasyonların marjinal uyum değerlerinin daha yüksek olduğu bulunmuştur (Hamza ve Sherif, 2017).

Optik özellikleri

Yapılan çalışmalarda hem cilalama hem de glazeleme işleminin ardından monolitik zirkonya restorasyonların parlaklığında azalma ve fark edilebilir renk değişikliği olduğu tespit edilmiştir. Glazeleme işlemi sonrasında oluşan restorasyon rengindeki sararmanın, cilalama işlemi sonrası daha az olduğu belirtilmiştir (Ebeid ve ark., 2014).

Sertlik

Zirkonyanın sert bir materyal olması (Mörmann ve ark., 2013), karşıt dişte meydana gelecek aşınma miktarının artacağını düşündürmektedir. Ancak aşınma mekanizması üzerinde sadece materyalin sertliği değil; yüzey pürüzlülüğü de etkili rol almaktadır (Luanguangrang ve ark., 2014; Preis ve ark., 2015).

Bükülme direnci ve elastik modülüs

Monolitik zirkonya restorasyonların bükülme direnci (1235 MPa) ve elastik modülüsü (113,1 GPa), veneerleme prosedürü ile üretilen zirkonyum altyapılı restorasyonlara göre daha başarılı bulunmuştur (Zhang ve ark., 2013; De Kok ve ark., 2015).

Aşınma

Aşınma, temas halindeki yüzeyler arasında oluşan etkileşim sonucu materyalin dereceli olarak kaybıdır. Restorasyonun yüzey özellikleri aşınma mekanizmasında en önemli rolü alır bu nedenle aşınmayı önlemek amacıyla restorasyon yüzeylerine farklı prosedürler uygulanarak, yüzey özelliklerinin geliştirilmesine yönelim artmıştır (Stawarczyk ve ark., 2013).

Restorasyonların daha pürüzsüz bir yüzeye sahip olması için cilalama ve glazeleme işlemleri uygulanabilmektedir. Cilalama işlemi için; aşındırıcı patlar, elmas frezler ve lastik diskler kullanılırken, glazeleme işleminde yüzey ince bir cam tabakası ile kaplanarak uygun ısıda fırınlanmaktadır (Kim ve ark., 2013).

Monolitik zirkonya restorasyonların, karşıt diş minesinde konvansiyonel zirkonya seramik sistemlere oranla daha az, fazla ya da aynı oranda aşınma meydana geldiği belirtilmiştir (Kim ve Kim, 2014; Cardelli ve ark., 2015). Restorasyon yüzeyinde oluşan aşınma değerlerinde ise monolitik zirkonya restorasyonların daha sert olan yapıları sayesinde daha az aşındığı bulunan sonuçlar arasındadır (Preis ve ark., 2013; Stober ve ark., 2014).

4.4. CAD/CAM Sistemler

CAD/CAM teknolojisi ilk defa 1940'lı yıllarda endüstriyel ve mühendislik uygulamalarında kullanılmış olup diş hekimliğinde kullanımı 1971 yılında Dr. Francois Duret'in dayanak bir dişi kesip onun optik ölçüsünü alması ve alınan bu ölçüden bir kuron üretmesi ile başladığı, 1985 yılında ise Dr. Werner Mormann'ın ticari olarak kullanıma elverişli ilk sistem olan CEREC'i piyasaya sürmesi ile kullanıma başladığı bildirilmiştir (Aslam ve Nadim, 2015; Baroudi ve ark., 2015;

Irfan ve ark., 2015). Dr. Matts Andersson, titanyumun dökümünün zor olması nedeniyle, titanyum altyapıların farklı yöntemlerle üretilmesini gündeme getiren CAD/CAM teknolojisini geliştirdiği ve CAD/CAM teknolojisinin gelişimini hızlandırdığı rapor edilmiştir (Miyazaki ve ark., 2009) . CAD/CAM sistemlerin diş hekimliğinde kullanımı ile hastaya özel protetik restorasyonların üretiminde geleneksel ve analog laboratuvar teknolojilerinin kullanımı ortadan kalkmıştır (Fasbinder, 2012; Goswami ve ark., 2014).

4.4.1. Dental alanda CAD/CAM

Geleneksel yöntemlerde preparasyon tamamlandıktan sonra konvansiyonel ölçü alınır, model elde edilir, mum modelaj sonrası döküm yapılır. CAD/CAM sistemlerinde ise; prepare edilen dayanak dişin ağız içerisinde optik ölçüsü alınır, dijital model üzerinde bilgisayar programı ile restorasyon dizayn edilir, üretim aşaması bilgisayar destekli frezeleme cihazında gerçekleştirilir (Miyazaki ve ark. 2009; Aeran ve ark., 2014).

Üretim şekillerine göre CAD/CAM sistemleri 3 ayrı başlık altında toplanabilir (Beuer ve ark., 2008; Baroudi ve ark., 2015). Bunlar:

In-office sistem (hasta başında üretim): CAD/CAM sistemine ait tüm komponentler hekimin ofisinde mevcuttur. Prepare edilen dişin taranarak, dizaynının ve üretiminin tamamlanarak restorasyonun simante edildiği yöntemdir.

In-lab sistemi (laboratuvar esaslı üretim): Preparasyon sonrası alınan konvansiyonel ölçünün laboratuvarda tarandığı ve üretildiği sistemdir. CAD/CAM'in tüm aşamaları laboratuvarda tamamlanmış olur.

Merkezi üretim: Alınan dijital ölçü verilerinin internet ortamında üretim yapan genel merkeze yollandığı sistemdir. Tasarım ve üretim merkezde tamamlanmaktadır.

CAD/CAM sistemleri 3 ana komponentten meydana gelir (Mantri ve ark., 2010; Kalpana ve ark., 2015). Bunlar:

- CAI (dayanak dişin, komşu ve karşı dişlerin görüntülerinin kaydedilmesi),

- CAD (preparasyona uygun dizaynın bilgisayar ortamında yapılması),
- CAM (restorasyonun üretimi).

CAI (Veri elde etme- bilgisayar destekli ölçü)

Dijital veriler prepare edilen dişin, karşıt arkın ve komşu dokuların 3 boyutlu olarak taranması ile oluşturulur (İrfan ve ark., 2015). Tarama işlemi farklı CAD/CAM sistemlerine göre değişiklik göstererek; optik ve mekanik olmak üzere iki ana başlıkta toplanmıştır (Kalpana ve ark., 2015).

a. Optik tarayıcı: ‘Triangulasyon’ prosedürüne dayanarak taranacak alanın 3 boyutlu verileri toplanmaktadır. Optik taramalar direkt ve indirekt olarak yapılabilir. Direkt tarama, hastanın ağız içinden elde edilirken, indirekt tarama alçı model üzerinden yapılır (Goswami ve ark., 2014; Kalpana ve ark., 2015).

b. Mekanik tarayıcı: Ana model lastik bir top yardımıyla adım adım taranarak mekanik olarak 3 boyutlu veri oluşturulmaktadır. Mekanik tarayıcıya sahip olarak gösterilebilecek tek sistem Procera (Nobel BioCare, Göteborg, İsveç)’dir (Goswami ve ark., 2014; Kalpana ve ark., 2015).

Restorasyon dizaynı (bilgisayar destekli dizayn-CAD)

İntraoral veya ekstraoral olarak yapılan tarama sonucu elde edilen verilerden sanal ortamda oluşan üç boyutlu dijital modeller üzerinde restorasyonlar dizayn etmek için CAD yazılımları bulunmaktadır. Sistemlerin birçoğunda dizayn yazılım tarafından otomatik olarak tamamlanır. Restorasyon dizaynı üzerinde hekim tarafından değişiklik yapılmasına izin verir. Tasarım tamamlandıktan sonra CAD yazılımı elde edilen dizaynı özel komutlar vasıtasıyla restorasyonu üretecek olan CAM ünitesine aktarır (Goswami ve ark., 2014; Kalpana ve ark., 2015).

Restorasyon üretimi (bilgisayar destekli üretim-CAM)

Restorasyonun üretim aşamasıdır. Eksiltici, ilave edici veya bu iki sistemin kombine olarak kullanıldığı CAM sistemleri mevcuttur (Kalpana ve ark., 2015; Jain ve ark., 2016; Samra ve ark., 2016).

a. *Eksiltici yöntem*: Piyasaya tanıtılan ilk sistemler eksiltici yöntem prosedürüne göre çalışmaktadır. Prefabrike olarak hazırlanan bloklar frezler, elmaslar veya elmas diskler yardımıyla aşındırılarak istenilen formda restorasyonlar üretilmektedir. Frezeleme tipine göre 2'ye ayrılmaktadır:

- Kuru Frezeleme İşlemi: Milleme cihazı bloğu kuru olarak kazımaktadır. Bu üretim genel olarak düşük ısı pre-sinterize zirkonyum oksit bloklarda kullanılan bir yöntemdir.
- Islak Frezeleme İşlemi: Bloğun kazınma işlemi sırasında elmas veya karbid frezin dönmesinden kaynaklanan yüksek ısıdan sprey şeklinde sıkılan soğuk sıvı ile korunması sağlanır. Tüm metallerde, cam seramiklerde ve yüksek ısı pre-sinterize zirkonyum oksitlerde ıslak frezeleme önerilir (Beuer ve ark., 2008).

b. *İlave edici (hızlı prototiplendirme)*: Gelişen teknoloji ile ilave edici yöntemler yeni CAM yaklaşımı olarak kullanılmaya başlandı (Goswami ve ark. 2014). Restorasyonun üretimi, seramik veya metal tozlarının olduğu bir küvetten sinterlenerek birleştirilmesi sonucu oluşmaktadır. Böylece artık materyal kalmamaktadır (Samra ve ark., 2016).

- Stereolithografi (SLA): Akrilik restorasyonların üretildiği ilave edici bir sistemdir. Bir likit içerisinde akrilik monomerlerin ışınla sertleştirildiği tabakalar şeklinde üretilirler (Okluzal splintler cerrahi rehber plaklar, çalışma modelleri vb.).
- Selektif lazer sinterleme (SLS): hem metal hem de seramik restorasyonların üretilebildiği bir ilave edici sistemdir (Goswami ve ark. 2014; Kalpana ve ark., 2015; Jain ve ark., 2016).
- Üç boyutlu basım (3D-Printing): restorasyonun mum modelinin üretimi sağlanır. Restorasyonun üretimi için mum yapı daha sonrasında ya dökülür ya da elle hazırlananlar gibi basınçla preslenirler.
- Eksiltici ve ilave edici sistemlerin kombine olarak kullanıldığı CAD/CAM

sistemleri de bulunmaktadır (Abduo ve ark., 2014; Torabi ve ark., 2015). Bu sistemlere örnek olarak Procera (Nobel Biocare, Goteburg, İsviçre) verilebilir.

4.4.2. Dental CAD/CAM'in avantajları

- CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar konvansiyonel restorasyonlar ile kıyaslandıklarında, ölçü aşamasından ve konvansiyonel yöntemin subjektif olmasından kaynaklanan hataları elimine ederek, daha hassas, daha verimli ve daha az hatanın yapıldığı restorasyonların daha kısa sürelerde üretilmesine olanak tanımaktadır (Miyazaki ve ark., 2009; Aeran ve ark., 2014).
- İşlemler aynı seans hasta başında tamamlanabildiği için geçici restorasyona ihtiyaç duyulmamaktadır.
- Hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybını ortadan kaldırmıştır.
- Laboratuvar teknisyenlerinin özellikle altyapı üretimi işlemleri için CAD yazılımları sayesinde işlerini kolaylaştırmıştır.
- Restorasyon üretilirken porselenin fırınlanma ve cilalama aşamalarında tekrarlanan fırınlama işlemlerinden kaynaklanan problemler elimine edilmiş olunur.
- Restorasyon için elde edilen veriler ve dizayn kaydedilip arşivlenebilir ve gerekli olduğunda tekrar kullanılabilir (Goswami ve ark., 2014; Baroudi ve ark., 2015).

4.4.3. Dental CAD/CAM'in dezavantajları

- Ekipman ve üretim maliyetleri yüksektir. Konvansiyonel yöntemlere göre ekonomik değildir (Goswami ve ark., 2014).
- Kullanılan prefabrike bloklar renk açısından değerlendirildiğinde geleneksel porselen kadar estetik beklentileri karşılayamamaktadır.

- Preparasyon bitim sınırı eğer dişeti sınırının altındaysa, sınırların görüntülenebilmesi ve bilgisayara aktarılması problem olabilmektedir (Karaaliğlu ve ark., 2008; Santos ve ark., 2012).

4.5. CEREC Sistemi (CEramicREConstruction)

CEREC sistemi tarama, bilgisayarda dizayn etme ve frezeleme ünitelerini tek ve taşınabilir bir cihazda toplayan ilk sistemdir. 1985 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından ilk olarak sadece inley ve onley yapımı için tasarlanmış olup zaman içerisinde CAD yazılımında meydana gelen sayısız güncellemeler ile CEREC 1, CEREC 2'den sonra CEREC 3 günümüzdeki haline ulaşmıştır (Mörmann ve ark., 2006; Miyazaki ve ark., 2011; Sannino ve ark., 2014).

4.5.1. Diş preparasyonu

Geliştirilen yeni materyallerin yüksek fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde preparasyon yapılırken diş dokusundan en az miktarda doku uzaklaştırılması sağlanabilmektedir. Diş dokusundan yapılacak olan indirgemenin miktarı, kullanılacak protetik materyalin olması gereken kalınlığına bağlı olarak düzenlenir (Sannino ve ark., 2014; Sinhori ve ark., 2017).

Metal-porselen restorasyonlardaki gibi renk yansımaları gizlemek amacıyla dişeti altında bitim yapmak zorunda değildir. Dişeti seviyesinde veya üzerinde yapılan bitimler optik ölçü aşamasında daha kolay izole olacağı için tercih edilebilir.

Prepare edilmiş dişte sivri köşelerin ve undercut alanlarının kalmaması hem optik ölçünün daha net alınmasına hem de restoratif materyalde stres birikiminin engellenmesini sağlar (Ohlmann ve ark., 2008).

Optik ölçü alınacak diş preparasyonu, su soğutması altında anatomik yapıya uygun olacak şekilde okluzal yüzeyden 1,2-1,5 mm'lik; aksiyal yüzeylerden ise, 1,0-1,5 mm'lik doku uzaklaştırılarak ve 6°'lik aksiyal eğim ile marjinal bitim sınırı "chamfer" tarzda olacak şekilde 0,8-1,0 mm'lik redüksiyon ile düzenlenir (Sannino ve ark., 2014).

4.5.2. Optik ölçülerin alınması ve oklüzyon kaydı

CEREC sisteminde optik ölçü aşaması, ağız içi tarayıcı ile okluzalden servikale ve komşu dişler ile karşıt dişlerin taranmasıdır (Mörmann, 2006).

Ağız içi tarayıcının lensinden yayılan paralel ışık paterni, prepare edilmiş diş yüzeyine düşer; diş yüzeyinden yansıyan ışığın yoğunluğu tarayıcı üzerindeki fotoreseptörce voltaj biriminde kaydedilir. Bu veriler bilgisayar ortamında dijital verilere ve 2 boyutlu modellere dönüştürülürler (Şahin ve ark., 2009; Akın, 2011).

Preparasyon tamamlandıktan sonra optik ölçü aşamasına geçilir. Ölçüsü alınacak sahanın kanama kontrolü sağlanmış ve kuru olması gerekmektedir. Alt ve üst çene taramaları tamamlandıktan sonra gerekli kontroller yapılır ve eğer ölçüde herhangi bir eksiklik yok ise sanal olarak kapanış kaydedilir. Bu safhada hasta maksimum interkuspidasyonda kapatması için yönlendirilir ve bu şekilde sabit kalması istenir.

4.5.3. Restorasyon tasarlanması

Optik ölçü işlemi sonrası restorasyon tipi seçilerek preparasyonun 3 boyutlu olarak oluşturulması sağlanır. Restore edilecek dişin anatomisine en uygun olan restorasyon sistemin data havuzundan seçilir. “Biogeneric individual” seçeneği yazılımın belirlediği şekilde baştan bir tasarımıdır. Yazılım sayesinde arkın diğer tarafındaki simetrik diş sağlam ise onun kopyası olacak şekilde bir tasarım yapılması da mümkündür. Bu tasarıma da “biogeneric reference” denilmektedir. Dişin preparasyon öncesi taratılması ile preparasyon sonrasında eski halinin aynısı olacak şekilde bir tasarım da yapılabilmektedir. Bu tasarıma da “biogeneric copy” denilmektedir. Sistem datası otomatik olarak oluşturduğu restorasyon dizaynında preparasyon sınırlarına, dental arkın formuna ve karşıt ark ile olan ilişkine bağlı kalmaktadır. Oluşturulan restorasyon üzerinde hekime istenilen ilaveler ve çıkarmalar gibi değişim yapma imkânı tanıyarak restorasyon dizaynının son halini almasını sağlar. Cerec kullanımında tecrübeli olan bir hekim tüm bu işlemleri ortalama 2 dakikada tamamlar ve üretim aşamasına geçilir. Eğer hasta başında üretime olanak sağlayan bir kazıyıcı yok ise ölçü, tasarım yapıldıktan sonra veya

tasarım yapılmadan ölçü alımını takiben “Sirona Connect” aracılığı ya da harici diskler ile laboratuvara aktırılarak inLab yazılımı ve ayrı bir ünite olan inLab MC XL veya inLab MC X5 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ile teknisyen tarafından yapılabilmektedir (Späth ve ark., 2006; Mörmn ve ark., 2006; Sannino ve ark., 2014).

4.5.4. Restorasyon üretilmesi

Tasarımı tamamlanan restorasyona uygun boyutlarda ve renkte olan blok seçilerek freze ünitesindeki metal çubuk üzerine yerleştirilir, aşındırma ünitesinin kapağı kapatılır ve yüksek hızlı elmas frezlerle su spreyi altındaki frezeleme işlemi başlatılır. Frezeleme işlemi tamamlanan restorasyon aşındırma odasının tabanına düşer.

Hasta başında üretim için Cerec MC X veya Cerec MC XL ünitesinde blok şeklindeki materyaller; laboratuvar üretimi için inLab MC XL veya inLab MC X5 ünitesinde blok ya da disk şeklinde materyaller kullanılarak seçilen restorasyon materyaline göre kuru ya da ıslak kazıma yapılabilmektedir.

CEREC sistemi önceden kapalı bir sistem olarak bilinmesine karşılık günümüzde dijital ölçü dosyası diğer tasarım ve kazıma üniteleri ile uyumlu olarak kaydedilebilmektedir. Bu sayede elde edilen dijital modeller üzerine yapılacak tasarım ve üretim farklı marka yazılımlar ile devam ettirilebilir.

4.6. Zirkonyum Restorasyonların Simantasyonu

Zirkonyum oksit seramik restorasyonların simantasyonunda geleneksel simanlar ve adeziv rezin simanlar kullanılabilmektedir (Tinschert ve ark., 2001). Ancak retantif kalitesi, restorasyonun kırılma direncini artırması ve marjinal bütünlüğü daha iyi sağlaması gibi avantajlarından dolayı adeziv rezin simanların kullanımı tercih edilmektedir (Derand, 2000).

Zirkonyum ile rezin siman arasındaki bağlantıyı oluşturmak zirkonyum oksidin yüzey stabilitesi sebebiyle zordur (Luthy ve ark., 2006). Zirkonyum yüzeyine uygulanan çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemleri neticesinde ve özellikle fosfat

monomer içeren bir rezin siman kullanıldığında uzun süreli ve dayanıklı bir bağlantı sağlanabilir (Aboushelib ve ark., 2007).

Zirkonyum iç yapısının yeterli mikromekanik bağlantıyı sağlaması için yüzeyine uygulanan pürüzlendirme işlemleri; kumlama, elmas döner alet ile, asit ile, lazer ile, porselen incisi ile, plazma sprey ile pürüzlendirme ve tribokimyasal silika kaplama yöntemi olarak sayılabilir (Derand ve ark., 2005).

Borges ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonucunda; hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve 50 µm Al₂O₃ partikülleriyle kumlama yöntemlerinin lösit ile güçlendirilmiş seramiklerde ve lityum disilikat seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını ancak aynı yöntemlerin zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler için Al₂O₃ kullanıldığında, yüzeydeki mikro yapıyı değiştirmedeği belirtilmiştir (Borges ve ark., 2003).

Nakamura ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada kumlama yöntemi ile oksitler ve kontamine tabakaların uzaklaştırılarak mekanik bağlantı sağlayacak temiz ve pürüzlü yüzeylerin elde edildiği bulunmuştur. Bu işlem genellikle 50–250 µm'lik Al₂O₃ tozlarının 4–6 atmosfer basınçlı kumlama cihazlarında püskürtülmesi esasına dayanmaktadır (Nakamura ve ark., 2001).

Palacios'un yapmış olduğu çalışmada, yapay yaşlandırma sonucunda zirkonyum altyapıların simantasyonunda, modifiye cam iyonomer, self adeziv modifiye kompozit ve kompozit rezin simanlar arasında bir fark bulunmamıştır. Cam iyonomer ve geçici simanlar için ise kabul edilemeyecek derecede güçsüz bir bağlantı olduğu bildirilmiştir (Palacios, 2006).

4.7. Klinik Değerlendirme ve Başarı Kriterleri

Kullanılan her restoratif ve protetik materyalin başarısında iyi bir diağnoz ve uygun tedavi planı önemlidir. Protetik tedaviye başlamadan önce, tüm oral dokular ve dişlerin durumu detaylı şekilde incelenmeli ve radyografi yardımıyla desteklenmelidir. Protetik tedavi öncesi gerekli tüm tedaviler bitirilmelidir. Protetik tedavi sonrasında ise restorasyonların daha uzun süre ağızda kalabilmesi ve

başarısının devamı için hastalara doğru temizleme yöntemleri gösterilmeli ve 6 aylık aralıklarla rutin kontrollere çağrılmalıdır (Goodarche ve ark., 2003).

Kontrol seanslarında, restorasyonların yenilenmesini gerektirecek durumlar; çürük, endodontik tedavi gereksinimi, periodontal hastalık, tutuculuğun azalması, estetik yetersizlik, diş kırığı, altyapı kırığı ve porselen kırığıdır. Bunların dışındaki bazı durumlarda da (ağrı, hassasiyet, mobilite, dişsiz mukoza alanında olabilecek sorunlar, kök rezorbsiyonu, temporomandibular eklem sorunları, metal alerjisi, fonetik sorunlar ve kenar sonlanması uyumsuzluğu gibi nedenler) restorasyonlar değiştirilmek zorunda kalınabilmektedir (Goodarche ve ark., 2003).

Periodontal değerlendirmeler ilk olarak restorasyonun uygulanmasından yaklaşık 1 ay sonra, sondla derinlik ölçümü, alveolar kemik seviyesinin radyografik olarak belirlenmesi ve gingival indeks değerlerinin elde edilmesi şeklinde gerçekleştirilir (Knoernschild ve Campbell, 2000). Restorasyonun etrafındaki enflamasyonu belirlemede sıklıkla Silness- Løe Plak (Tablo 4.6) ve Gingival İndeks (Tablo 4.7) Skalası kullanılır.

Gingival indeks skorları sayısal olmayan verilerdir; indeks skorundaki artış enflamasyon miktarında artış olduğunu ifade eder. Her bir hastanın kontralateral dişi “kontrol dişi” kabul edilerek aynı ölçümler bu dişi için de gerçekleştirilir. Her bir dişi çevreleyen doku 6 gingival üniteye bölünür: distobukkal papilla, bukkal gingival marjin, mesiobukkal papilla, mesiolingual papilla, lingual gingival marjin ve distolingual papilla. Gingival indeks değerleri hastaların kontrol seanslarında artma gösteriyorsa bu dişetinde enflamasyon olarak yorumlanabilir (Carranza, 1996). Restore edilen dişi ve kontrol dişi için elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri belirlenir ve uygun istatistiksel analizler yapılarak gruplar arasındaki farklılıklar ortaya konur (Knoernschild ve Campbell, 2000).

Tablo 4.6. Silness- Loe plak indeksi kriterleri.

Plak İndeks	
Skor 0	Dişeti bölgesinde plak yok.
Skor 1	Serbest dişeti kenarında veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde sadece sondalama ile gözlenen plak birikimi var.
Skor 2	Dişeti cebinde, dişeti kenarında ve/veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde çıplak göz ile görülebilir plak birikimi var.
Skor 3	Dişeti cebinde ve/veya dişeti kenarında ve aynı bölgedeki diş yüzeyinde yumuşak madde birikimi var.

Tablo 4.7. Silness- Loe gingival indeksi kriterleri.

Gingival İndeks	
Skor 0	Sağlıklı doku
Skor 1	Hafif iltihap, hafif renk değişimi, hafif ödem, sond ile kanama yok
Skor 2	Orta derecede iltihap, kızarıklık, ödem ve parlaklık, sond ile kanama var
Skor 3	İleri derece iltihap, belirgin kızarıklık ve ödem, ülserasyon, spontan kanama

Restorasyonların klinik prognozları değerlendirilirken; renk uyumu, anatomik form, marjinal adaptasyon, ağrı varlığı, hassasiyet ve sekonder çürük gelişimi gibi subjektif değişikliklere bakılır. Bu nedenle 1960'lı yıllarda değerlendirmeleri analitik bir sisteme çevirmek amaçlı standart klinik değerlendirme yöntemleri araştırılmaya başlanmıştır (Bindl ve Mörmann, 2005).

Cvar ve Ryge, 1971 yılında restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesinde United States Public Health Service (USPHS) kriterlerini (Tablo 4.8) geliştirmişlerdir (Randall ve Wilson, 1999). Restorasyonların komşu diş ve/veya restorasyonlarla olan renk uyumlarına, restorasyonların bitim sınırlarında renklenmenin olup olmadığına, restorasyonların anatomik formlarının devamlılığına, bitim sınırındaki adaptasyonlarına ve sekonder çürük olup olmadığına göre restorasyonların değerlendirmeleri yapılır. Tüm bu veriler sonucunda klinik olarak

kabul edilebilir olup (İdeal restorasyonlar Alfa; kabul edilebilir restorasyonlar Bravo); olmadığına (Değiştirilmesi gereken restorasyonlar Charlie; hemen değiştirilmesi gereken restorasyonlar Delta) karar verilir. (Monaco ve ark., 2006; Sailer ve ark., 2013).

Tablo 4.8. USPHS klinik değerlendirme kriterleri.

Kategori	Açıklama	Değerlendirme
Renk Uyumu	Restorasyon diş rengine, tonuna veya şeffaflığına uygundur.	Alfa
	Dişle renk, ton ve şeffaflık olarak tam uygun değildir. Ancak yan diş ile uyum içindedir.	Bravo
	Dişle renk, ton ve şeffaflık olarak tam uygun değildir. Yan dişler ile uyum içinde değildir.	Charlie
Marjinal Renklenme	Restorasyon ile diş arasındaki marjinlerin herhangi bir yerinde renk farkı yoktur.	Alfa
	Renklenme vardır ancak pulpa yönüne doğru ilerleme yoktur.	Bravo
	Renklenme vardır ve pulpa yönüne doğru ilerleme vardır.	Charlie
Anatomik Form	Restorasyon dişin devamının anatomik yapısı içindedir.	Alfa
	Restorasyon anatomik formun aynısı değil ancak kabul edilebilir miktardadır.	Bravo
	Dentin açıkta olacak şekilde anatomik form yetersiz durumdadır.	Charlie
Marjinal Adaptasyon	Gözle görünür herhangi bir açıklık olmaması ve sondun takıldığı bir yüzey yoktur.	Alfa
	Gözle görünür az bir açıklık olması ve bu açıklığa sondun takılmasıdır.	Bravo
	Sond dentine veya restorasyonun tabanına doğru ilerler.	Charlie
	Restorasyonun tamamı ile hareketli olmasıdır	Delta
Sekonder Çürük	Marjin kenarında herhangi bir yumuşaklık ve sekonder çürük yoktur.	Alfa
	Çürük başlangıcının olduğu durumdur.	Bravo

USPHS sistemi, restorasyonların kalitesi değerlendirilirken başarının derecesinden çok, restorasyonun kabul edilebilirliğini belirleyecek şekilde hazırlanmıştır. Anatomik form, marjinal adaptasyon ve marjinal renklenme gibi değerlendirme kriterlerinde meydana gelen değişiklikleri belirlemede yetersiz olduğu için Modifiye USPHS ya da Ryge kriterleri (Tablo 4.9) kullanılmaya başlanmıştır (Friedl ve ark., 1996).

Modifiye USPHS değerlendirmelerine yüzey pürüzlülüğü, diş bütünlüğü, restorasyon bütünlüğü, retansiyon ve postoperatif hassasiyet kriterleri de katılmıştır (Bindl ve Mörmann, 2002).

Tablo 4.9. Modifiye USPHS-Ryge klinik değerlendirme kriterleri.

Kategori	(+)	(-)	Direkt Klinik Değerlendirme Kriterleri
Anatomik Form	0		Restorasyon formu anatomiyi takip ediyor.
	1		Hafifçe az veya fazla konturlu restorasyon; marjinal ridgeler hafifçe az konturlu, kontak hafif açık; okluzal yükseklik lokal olarak azdır.
	2		Restorasyon underkonturlu, dentin açıkta, kontak hatalı, okluzal yükseklik azalmış, oklüzyon etkilenmiş durumdadır.
	3		Restorasyonda eksik var veya travmatik oklüzyon var, restorasyon dişte veya komşu dişte ağrıya neden oluyor.
Marjinal adaptasyon	0		Restorasyon marjineri takip ediyor, sond takılmıyor.
	1		Sond takılıyor ama çatlak yoktur.
	2		Marjinde çatlak var, mine açıktadır.
	3		Ciddi çatlak var, dentin açıktadır.
	4		Restorasyon hareketli, çatlak veya uzaklaşmış
Renk uyumu	0		İyi renk uyumu, restorasyon fark edilemiyor.
	1		İyi renk uyumu vardır.
	2		Hafif uyumsuzluk vardır.
	3		Orta derecede uyumsuzluk vardır.
	4		Çok fazla uyumsuzluk vardır.
Marjinal renklenme	0		Renklenme yok.
	1		Hafif renklenme, cilalama ile uzaklaşabilir.
	2		Belirgin renklenme, cilalama ile uzaklaşmıyor.
	3		Çok fazla renklenme var.
Sekonder çürük	0		Çürük belirtisi yok.
	1		Çürük belirtisi var.
Yüzey pürüzlülüğü	0		Pürüzsüz yüzey mevcuttur.
	1		Hafif pürüzlü, oyuklu yüzey mevcuttur.
	2		Pürüzlü yüzey, düzeltilemiyor.
	3		Derin oyuklu yüzey mevcuttur.
Diş bütünlüğü	0		Dişte kırılma yok.
	1		Dişte kırılma var.

Tablo 4.9. Modifiye USPHS-Ryge klinik değerlendirme kriterleri (devamı).

Restorasyon bütünlüğü	0	Restorasyonda kırılma yok.
	1	Restorasyonda kırılma var.
Postoperatif hassasiyet	0	Hassasiyet yok.
	1	Hassasiyet var.
Retansiyon	0	Restorasyon ağızda durmaktadır.
	1	Restorasyonun bir kısmı düşmüştür.
	2	Restorasyonun tamamı düşmüştür.

Klinik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan bir diğer sistem ise 1973 yılında California Dental Association'ın (CDA) (Tablo 4.10) geliştirdiği sistemdir. Bu sistem iki bölüme ayrılmış olup 'klinik olarak kabul edilebilir' restorasyonlar ya da 'klinik olarak kabul edilemez' restorasyonlar olarak belirtilirler. Her iki temel grupta ikişer alt grup içermektedir (Poggio ve ark., 2012) (Beier ve ark., 2012).

Tablo 4.10. CDA klinik değerlendirme kriterleri.

Değerlendirme	KLİNİK OLARAK KABUL EDİLEBİLİR
Romeo (R)	Klinik kalite ve profesyonel performans mükemmeldir.
Sierra (S)	Klinik kalite kabul edilebilir.
Değerlendirme	KLİNİK OLARAK KABUL EDİLEMEZ
Tango (T)	Restorasyonun tekrarlanması, değiştirilmesi ya da düzeltilmesi gerekmede, ileriki dönemde hastanın dental sağlığına ve çiğneme sistemine zararlı etkileri olabilir.
Victor (V)	Restorasyonun derhal değiştirilmesi gerek, çünkü hasar vermeye başlamış ya da ciddi yetersizlikler mevcuttur.

CDA klinik değerlendirme sisteminin marjinal bütünlük, anatomik form, renk ve yüzey değerlendirilmesinde geçerli olan ayrıntıları Tablo 4.11’de gösterilmiştir.

Tablo 4.11. CDA (California Dental Association) kriterleri.

Kategori	Kabul Edilebilir	Kabul Edilemez	Kriter
Marjinal Bütünlük	Mükemmel		Marjin boyunca gözle görünür veya sondun takıldığı herhangi bir açıklık yok
	SCR		Gözle görünür hafif marjinal açıklık var, fakat çürük belirtisi yok; tamiri mümkün fakat muhtemelen gereksiz. Sond bir yönde takılıyor
	SDIS	TFAM	Restorasyon ve diş arasında marjinal renklenme
		TPEN	Düzgün olarak tamir edilemeyen hatalı marjinler
			Restorasyon marjini boyunca pulpal yönde ilerlemiş marjinal renklenme
		TCEM	Temizlenemeyen artık siman
		VMO	Restorasyonda mobilite
		VFR	Restorasyonda kırık
		VCAR	Restorasyon marjini boyunca çürük
		VTF	Dişte kırık
Anatomik Form	Mükemmel		Restorasyon konturu komşu dişler ve yumuşak dokularla fonksiyonel uyum içinde, restorasyonun anatomik formu iyi
	SOCO		Restorasyon hafif overkonturlu
	SUCO		Restorasyon hafif underkonturlu
	SOH		Okluzyon tam olarak fonksiyonel değil
	SMR		Marjinal sırtlar hafif underkonturlu
	SCO		Kontakt hafif açık
	SFA		Fasiyel düzleşme mevcut
	SLG		Lingual düzleşme mevcut
		TUCO	Restorasyon aşırı underkonturlu
		TOCO	Restorasyon aşırı overkonturlu
		TET	Okluzyon etkilenmiş
		TOC	Kontakt hatalı
		TOV	Marjinal taşma, sarkma mevcut
		VTO	Travmatik okluzyon
		VUO	Karşıt dişle okluzyon kaybı
	VPN	Restorasyon diş ve komşu dokularda aralıksız ağrıya sebep oluyor	
	VDM	Diş, yumuşak doku veya kemikte hasar	
Renk ve Yüzey	Mükemmel		Restorasyon(lar) ve komşu dişler renk, ton ve/veya translusensi bakımından uyumlu
	SMM		Restorasyon(lar) ve komşu diş veya dişler arasında hafif renk uyumsuzluğu
	SRO		Restorasyon yüzeyi hafif pürüzlü fakat cilalanabilir
	TGI		Anatomiye bağlı olmayan ancak düzeltilmemiş aşırı düzensiz yüzey
	TMM		Restorasyon(lar) ve komşu diş veya dişler arasında normal renk, ton ve/veya translusensi aralığının dışında uyumsuzluk
		VSF	Kırık yüzey
		VGP	Restorasyon materyalinde aşırı porözite
	VSD	Komşu dişlerle aşırı renk uyumsuzluğu	

2007 yılında restorasyonların klinik değerlendirmesinde FDI (World Dental Federation)'ın onayladığı yeni klinik kriterler kullanılmaya başlanmıştır. Bu kriterlere “FDI klinik değerlendirme kriterleri” ismi verilmiştir. FDI kriterlerinde restorasyonlar estetik (Tablo 4.12), fonksiyonel (Tablo 4.13) ve biyolojik (Tablo 4.14) olmak üzere üç farklı kategoride değerlendirilmektedir (Hickel ve ark., 2010).

Tablo 4.12. FDI estetik klinik değerlendirme kriterleri.

A. ESTETİK PROTETİK REST.	1. YÜZEY PARLAKLIĞI	2. YÜZEYEL/MARJİNAL RENKLENME	3. RENK UYUMU VE TRANSLÜSENSİ	4. ESTETİK ANATOMİK FORM
1. KLİNİK OLARAK ÇOK İYİ	1.1 Mineye benzer parlaklık	2a.1 Yüzey renklenmesi yok 2b.1. Kenar renklenmesi yok	3.1 İyi renk eşleme, renk tonu ve translusensisinde fark yok	4.1 İdeal form
2. KLİNİK OLARAK İYİ (PARLATMA SONRASİ ÇOK İYİ)	1.2.1 Hafif mat, konuşma mesafesinden fark edilebilir değil 1.2.2. İzole	2a.2 Minör yüzey renklenmesi, parlatma ile kolay giderilebilir. 2b.2. Parlatma ile kolay giderilebilir, minör marjinal	3.2 Renk tonu ve/veya translusenside minör değişiklikler	4.2 Normal formdan hafif farklı
3. KLİNİK OLARAK YETERLİ (MİNÖR AŞINMA; DİŞE ZARAR VEREN VE KABUL EDİLEMEYEN BİR SONUÇ YOK)	1.3.1 Tükürükle kaplandığında kabul edilebilir mat yüzey 1.3.2. Yüzeyin 1/3 ünden fazlasında çoklu gözenekler	2a.3 Estetik olarak kabul edilebilir, diğer dişlerde de olabilen orta derecede yüzey renklenmesi 2b.3 Estetik olarak kabul edilebilir, orta derecede yüzey renklenmesi	3.3 Kabul edilebilir, estetiği etkilenmemiş bariz değişik 3.3.1 daha opak 3.3.2 daha translüsent 3.3.3 daha karanlık 3.3.4 daha aydınlık	4.3 Estetik olarak kabul edilebilir, normal formdan sapma
4. KLİNİK OLARAK YETERSİZ (TAMİR EDİLEBİLİR)	1.4.1 Pürüzlü yüzey, parlatma ve tükürük ile maskeleme yeterli değil. İleri müdahale gerekli 1.4.2 Geçersiz	2a.4 Restorasyon üzerinde kabul edilemeyen yüzey renklenmesi, ileri girişim gerekli 2b.4 Belirgin bitim çizgisinde renklenme, ileri girişim gerekli	3.4 Tamir edilebilir, lokalize klinik değişiklik 3.4.1. çok opak 3.4.2. çok translüsent 3.4.3. çok karanlık 3.4.4. çok aydınlık	4.4 Estetik olarak kabul edilmeyen etkilenmiş form. Girişim/ düzeltme gerekli
5. KLİNİK OLARAK BAŞARISIZ (YENİLEME GEREKLİ)	1.5 Çok pürüzlü yüzey, plak retansiyonu ile kabul edilebilir değil	2a.5 Generalize yada lokalize, ciddi yüzey ve yüzey altı renklenme, girişim yeterli değil	3.5 Kabul edilemez. Yenileme gerekli	4.5 Bozulmuş form, tamir yetersiz. Yenileme gerekli

Tablo 4.13. FDI fonksiyonel klinik değerlendirme kriterleri.

B. FONKSİYONEL ÖZELLİKLER	5. RETANSİYON VE MATERYAL KIRIĞI	6. MARJİNAL ADAPTASYON	7. OKLUZAL KONTUR VE YIPRANMA	8. APROKSİMAL ANATOMİK FORM a. TEMAS NOKTASI b. KONTÜR	9. RADYOGRAFİK DEĞERLENDİR ME	10. HASTA MEMNUNİY ETİ
1. KLİNİK OLARAK ÇOK İYİ	5.1 Kırık ve çatlak yok	6.1 Uyumlu görünüm; aralanma, beyaz hat ve renkte bozulma yok	7a.1 Mineye eşdeğer fiziksel yıpranma 7b.1 Minenin 80- %120sine oranla yıpranma	8a.1 Normal temas (diş ipi yada 25 µm metal bant geçebilir.) 8b.1 Normal kontur	9.1 Patoloji yok, restorasyon ile diş arasında uyumlu geçiş	10.1 Estetik ve fonksiyonel olarak tam kabul edilebilir
2. KLİNİK OLARAK İYİ	5.2 Küçük ince çizgi halinde ayrılma	6.2.1 Bitim çizgisinde aralık (<150µm beyaz çizgilenme 6.2.2 Polisajla giderilebilir, bitim çizgisinde küçük kırık 6.2.3 hafif restorasyon kenar kırığı, basamak ve küçük düzensiz yapı	7a.2 Mineden hafif farklı yıpranma 7b.2 Mineye oranla %50-80 ya da %120-150 yıpranma	8a.2 Sıkı temas (diş ipi yada 25 µm metal bant sıkışarak geçebilir.) 8b.2 Hafif zayıf kontur	9.2.1 Kabul edilebilir materyal fazlalığı 9.2.2 Bitim çizgisinde pozitif/negatif basamak< 150 µm	10.2 Yeterli 10.2.1 Estetik 10.2.2 Fonksiyonel örn: küçük matlaşma
3. KLİNİK OLARAK YETERLİ (KÜÇÜK NOKSANLIK; DİŞE ZARAR VEREN VE KABUL EDİLEMEYEN BİR SONUÇ YOK)	5.3 İki ya da daha fazla ince çizgi halinde ayrılma ancak bitim çizgisinde bütünlük ya da aproksimal temasta etkilenme yok	6.3.1 Aralık<250 µm 6.3.2 ciddi, bitim çizgisinde küçük kırık 6.3.3 Büyük düzensizlik, basamak ya da kenar kırığı	7a.3 Biyolojik sınırlar içinde mineden farklı yıpranma 7b.3 Mineye oranla <%50 ya da %150-300 yıpranma	8a.3 Hafif zayıf temas, diş, gingiva ve periodontal yapılarda hasar yok. 50 µm metal zımpara geçebilir. 8b.3 Görünür zayıf temas	9.3.1 Bitim çizgisinde aralık< 250 µm 9.3.2 Negatif basamak< 250 µm	10.3 Küçük eleştiri fakat olumsuz klinik görünüm yok 10.3.1 Estetik sıkıntılar 10.3.2 Çiğneme ile ilgili sıkıntılar 10.3.3 Memnuniyetsiz tedavi prosedürü

Tablo 4.13. FDI fonksiyonel klinik değerlendirme kriterleri (devamı).

4. KLİNİK OLARAK YETERSİZ (TAMİR EDİLEBİLİR)	5.4.1 Aproximal teması ve bitim çizgisi uyumunu etkileyen materyal kırığı	6.4.1 Gap>250 µm ya da ekspoze dentin	7a.4 Normal mine aşınmasından fazla aşınma, okluzal temas noktaları kayıp	8a.4 Gıda sıkışmasına sebep olabilecek çok zayıf temas, 100 µm metal bant geçebilir	9.4.1 Bitim çizgisinde aralık> 250 µm	10.4 Onarımla isteği
	5.4.2 Kısmi kayıpla birlikte geniş kırık (Restorasyonun yarısından az)	6.4.2 Ciddi restoasyon kenar kırığı ya da bitim çizgisinde kırık	7b.4 Restorasyon> mine aşınmasının ya da antagonistinin %300> %300	8b.4 Eksik kontur, tamir mümkün	9.4.2 Materyal fazlalığı	10.4.1 Estetik
5. KLİNİK OLARAK BAŞARISIZ (YENİLEME GEREKLİ)	5.5 Restorasyonun kısmi ya da tüm kaybı ya da multiple kırık	6.5.1 Restorasyonun kısmi ya da tüm kaybı fakat in-situ	7a.5 Aşırı aşınma	8a.5 Çok zayıf temas ve/veya kontakta gıda sıkışması, ağrı yada gingivitis	9.5.1 İkincil çürük, büyük aralıklar ve çıkıntılar	10.5 Tamamı ile tatmin etmeyen ve /veya ters tepki, ağrı gibi
		6.5.2 Yaygın büyük aralıklar ya da düzensizlikler	7b.5 Restorasyon ya da antagonist> mineye oranla %500 aşınma	8b.5 Yenileme gerektiren yetersiz temas	9.5.2 Apikal patoloji	
					9.5.3 Kırık/restorasyon veya dişin kaybı	

Tablo 4.14. FDI biyolojik klinik değerlendirme kriterleri.

C. BİYOLOJİK ÖZELLİKLER	11. POSTOPERATİF HASSASİYET VE DİŞ VİTALİTESİ	12. ÇÜRÜK TEKRARI, EROZYON, ABFRAKSİYON	13. DİŞ BÜTÜNLÜĞÜ (MİNE DİŞ KIRIKLARI)	14. PERİODONTAL CEVAP (REFERANS DİŞLE KARŞILAŞTIRILARAK)	15. KOMŞU MUKOZA	16. ORAL VE GENEL SAĞLIK DURUMU
1. KLİNİK OLARAK ÇOK İYİ	11.1 Hassasiyet yok, normal vitalite	12.1 İkincil ya da birincil çürük yok	13.1 Tamamı ile bütünlük	14.1 Plak, enflamasyon ve cep yok	15.1 Sağlıklı mukoza	16.1 Oral ve genel semptom yok
2. KLİNİK OLARAK İYİ (DÜZELTME SORASI ÇOK İYİ) TEDAVİ İHTİYACI YOK	11.2 Sınırlı bir süre için az hassasiyet, normal vitalite	12.2 Küçük ve lokalize	13.2.1 Küçük bitim çizgisinde mine çatlağı (<150 µm)	14.2 Az plak, enflamasyon yok (gingivitis), cep gelişimi yok	15.2 Mekanik irritasyonların uzaklaştırılması sonrası sağlıklı mukoza	16.2 Minör kısa süreli sınırlı/ yaygın semptom
		1.demineralizasyon	13.2.2 Minede ise kırık (<150 µm)	14.2.1 Taşkınlık, aralık ya da eksik anatomik form yok		
		2.erozyon		14.2.2 Taşkınlık, aralık ya da eksik anatomik form		
		3.abfraksiyon				

Tablo 4.14. FDI biyolojik klinik değerlendirme kriterleri (devamı).

3. KLİNİK OLARAK YETERLİ (MİNÖR NOKSANLIK; DİŞE ZARAR VEREN VE KABUL EDİLEMEYEN BİR SONUÇ YOK)	11.3.1 Prematür/hafif daha şiddetli hassasiyet 11.3.2 gecikmiş/zayıf hassasiyet, subjektif şikâyet, tedavi gereksinimi yok	12.3 Daha büyük 1.demineralizasyon 2.erozyon 3.abfraksiyon alanları Koruyucu ölçümler gerekli (dentin açığa çıkmamış)	13.3.1 Minede çatlak< 250 µm (dentin açığa çıkmış) 13.3.2 Minede kırık< 250 µm; ters etki yok	14.3.1 Kabul edilebilir plak birikimi 14.3.2 Kabul edilebilir diş eti kanaması 14.3.3 Kabul edilebilir cep varlığı	15.3 Restorasyona bağlı olmayan mukoza değişikliği	16.3 Kısa süreli sınırlı/ yaygın semptom
4. KLİNİK OLARAK YETERSİZ (TAMİR EDİLEBİLİR)	11.4.1 Prematür/şiddetli hassasiyet 11.4.2 ciddi gecikmiş/ zayıf hassasiyet, subjektif şikâyet 11.4.3 Negatif hassasiyet, müdahale gerekli, yenilemeye gerek yok	12.4.1 Kavitasyonlu çürük 12.4.2 dentinde erozyon 12.4.3 Dentinde abrazyon/ abfraksiyon; sınırlı ve tamir edilebilir	13.4.1 Minede büyük çatlak> 250 µm (dentin açığa çıkmış) 13.4.2 Minede kırık> 250 µm	14.4.1 Kabul edilemeyen plak birikimi 14.4.2 Kabul edilemeyen diş eti kanaması 14.4.3 Cep derinliği> 1mm	15.5 Şüpheli hafif alerjik, likenoid, toksik reaksiyon	16.4 Kalıcı sınırlı/genel stomatit, liken planus, alerjik reaksiyon: müdahale gerekli ancak yenilemeye gerek yok
5. KLİNİK OLARAK BAŞARISIZ (YENİLEME GEREKLİ)	11.5 Şiddetli akut pulpitis/devital diş, endodontik tedavi ve yeni restorasyon gerekli	12.5 Derin, dentine ulaşmış ikincil çürük; tamir edilemez	13.5 Tüberkül ya da diş kırığı	14.5 Ciddi gingivitis ya da periodontitis	15.5 Şüpheli ciddi alerjik, likenoid, toksik reaksiyon	16.5 Ciddi lokal/genel semptom

Klinik çalışmalarda hastalara uygulanan restorasyonlarla ilgili memnuniyetlerini ölçmek amaçlı memnuniyet anketleri uygulanmaktadır. Bu anketlerde hastaya renk, yüzey pürüzlülüğü, çiğneme etkinliği açısından Tablo 4.15’de görüldüğü gibi 1: çok iyi; 2: iyi; 3: yeterli; 4: kötü olacak şekilde değerlendirme yapmaları istenmektedir. Ayrıca restorasyonlarını genel anlamda 10’u en yüksek not kabul edecek şekilde 1’den 10’a kadar not vermeleri istenir.

Tablo 4.15. Hasta memnuniyeti anketi.

	SKOR	DEĞERLENDİRME
RENK	1	Çok iyi
	2	İyi
	3	Yeterli
	4	Kötü
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ	1	Çok iyi
	2	İyi
	3	Yeterli
	4	Kötü
ÇİĞNEME ETKİNLİĞİ	1	Çok iyi
	2	İyi
	3	Yeterli
	4	Kötü
HASTA DEĞERLENDİRMESİ	1-10	

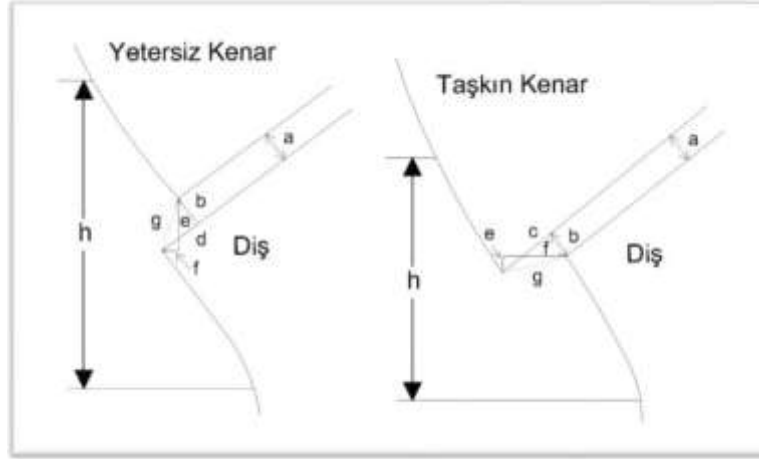
4.8. Zirkonya Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumu

Sabit protetik restorasyonlarda uzun dönem klinik başarıyı etkileyen en önemli faktörlerden biri de marjinal (kenar) ve internal (iç) uyumdur. Marjinal aralığın miktarı siman aralığı ile değişim göstermektedir. Siman aralığı ise; preparasyonun basamak dizaynı, die spacerın kalınlığı, restorasyonun yüzey özelliklerine ve yerleştirilmesi sırasındaki uygulanan kuvvet gibi birçok faktöre bağlıdır.

Marjinal ve internal uyumsuzluk miktarının fazla olması, restorasyon kenarında plak birikimini ve dişeti oluşu sıvısının miktarını artırır. Bu durum da restorasyon kenarındaki dental simanın, bu bölgeden başlayarak çözünmesine sebep olur. (Asapanumas ve Leevailoj, 2013; Euan ve ark., 2014). Mikroorganizmaların ya da toksinlerin mikrosızıntısı; sekonder çürük, endodontik ve periodontal hastalıklara yol açabilmektedir (Huang ve ark., 2015).

Restorasyonun marjinalde diş ile uyumunun yeterli olmasının yanı sıra, tüm iç uyumunda retansiyon ve rezistansı arttırmak amacıyla uniform bir kalınlıkta olması gerekmektedir. Tam seramik restorasyonlar, metal-seramik restorasyonlara kıyasla daha kırılğan oldukları için marjinal ve internal adaptasyon daha da önem kazanmaktadır.

Marjinal uyumu sabit bir terim ile tanımlamak mümkün değildir. Genel anlamda preparasyonun bitiş çizgisinden, restorasyonun servikal marjinine kadar olan dikey uzaklık olarak genel bir tanımı olsa da pratikte preparasyonlardaki değişimler, morfolojik farklılıklardan dolayı marjinal uyumu tek bir tanıma sığdırmak imkansızdır. Bu nedenle Holmes ve arkadaşları marjinal uyumsuzluk için kullanılan terimleri Şekil 4.3'deki gibi açıklamışlardır.



Şekil 4.3. Holmes ve arkadaşlarının uyumsuzluk terminolojisi (Holmes ve ark., 1989).

- a. İnternal Aralık: Prepare edilmiş dişin yüzeyinden restorasyonun iç yüzeyine uzatılan doksan derecelik doğrunun uzunluğu internal aralık olarak tanımlanır.
- b. Marjinal Aralık: Marjinal bölgede prepare edilmiş dişin yüzeyinden restorasyonun iç yüzeyine uzatılan doksan derecelik doğrunun uzunluğudur.
- c. Taşkın Kenar: Marjinal bölgeden restorasyon kenarına çizilen dik doğrunun uzunluğudur.
- d. Yetersiz Kenar: Marjinal bölgeden dişin preparasyon kenarına çizilen dik doğrunun uzunluğudur.
- e. Vertikal marjinal aralık: Restorasyonun kenarından preparasyon kenarına çizilen paralel çizgi ile elde edilen bölgedir.

f. Horizontal marjinal aralık: Preparasyon kenarından restorasyon kenarına çizilen dik çizginin uzunluğudur.

g. Mutlak marjinal uyumsuzluk: Vertikal marjinal açıklık ile horizontal marjinal açıklık kombinasyonu olarak tanımlanır.

h. Oturma uyumsuzluğu: Restorasyonun prepare edilen dişe uyumsuz olması durumunda, restorasyonun dış yüzeyi ve diş üzerinde aynı doğruda alınan iki nokta arasındaki uzaklığın, noktaların restorasyon kenarına olan mesafeleri toplamına olan farkı “oturma uyumsuzluğu” olarak isimlendirilir.

Yapılan çalışmaların ışığında marjinal aralığın 50-100 μm 'den daha fazla olmaması gerektiği konusunda hemfikir oldukları görülmektedir (Colpani ve ark., 2013). Son yıllarda yapılan birçok çalışmada hassas restorasyonların üretilmesine olanak sağlayan CAD/CAM sistemleri ile yapılan restorasyonların 100 μm 'den daha az marjinal aralığa sahip oldukları bildirilmiştir (Huang ve ark., 2015).

Adeziv simanlar ile restorasyon simantasyonunda, kalın bir siman tabakası ile desteklenmesi yani marjinal aralığın fazla olması, seramiğin kırılma riskini arttırmaktadır. Aksi durumda ise siman tabakasının olması gerekenden ince olduğu yani marjinal aralığın az olması, polimerizasyon sırasında oluşan kontraksiyon stresleri adeziv bağlantıda kopmalara sebep olabilmektedir (Contrepolis ve ark., 2013).

Kenar uyumunun ölçülmesi için in vivo veya in vitro tekniklerden faydalanılır. In vivo yöntemlerde marjinal adaptasyon ölçümleri direkt diş ile simante edilecek restorasyon arasında belirlenirken, in vitro yöntemlerde deneysel amaçlı üretilen prepare edilmiş veya gerçek çekilmiş dişler kullanılmaktadır.

4.8.1. Marjinal ve internal uyumu etkileyen faktörler

Restorasyonun marjinal ve internal uyumuna etki eden çok sayıda faktör bulunmaktadır. Bunlar:

Preparasyon şekli

Preparasyonda marjin tasarımının restorasyonun marjinal kenarında materyalin şekline, kalınlığına ve uyumuna etkisi olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (Cogolludo ve ark., 2010; Çömlekoglu ve ark., 2009). Bottino ve arkadaşları tam metal kronlar ile yaptıkları çalışmalarında chamfer, 90° shoulder ve 135° shoulder basamak çeşitlerinin marjinal uyuma etkisini incelemişler; en iyi servikal adaptasyonun chamfer basamak şeklinde olduğunu (46 – 70 µm) ve çalışmalarda chamfer basamak dizaynının kenar uyumu açısından daha uygun olacağını bildirmişlerdir (Bottino ve ark., 2007; Bona ve ark., 2008; Uludamar ve ark., 2011).

Preparasyon açısının artırılmasının marjinal uyumu artırdığı düşünülmektedir. Beuer ve ark. 4°, 8° ve 12°'lik preparasyon açısına sahip modeller üzerinde zirkonya restorasyonlar üreterek marjinal uyum değerlendirmesi yapmışlardır. 4°, 8°'lik preparasyon açısına sahip modellerde marjinal uyumsuzluğun 12°'lik preparasyon açısına sahip modellere göre anlamlı derecede daha fazla olduğunu göstermişlerdir ve yüksek tutuculuk elde etmek amacıyla yaklaşım açısının 6°-12° olması gerektiğini savunmuşlardır (Beuer ve ark., 2012).

Okluzal yüzey preparasyonunda anatomik olarak prepare edilmiş dişlere uygulanan restorasyonların internal ve marjinal aralık olarak daha uyumlu olduğu bulunmuştur (Habib ve ark., 2014).

Ölçü teknikleri ve materyalleri

Son yıllarda kullanımı artmış dijital ölçü ile geleneksel ölçünün internal ve marjinal uyuma etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda dijital ölçü yöntemini daha başarılı olduğu tespit edilmiştir (Ueda ve ark., 2016).

Geleneksel yöntemlerde kullanılan ölçü materyalinde meydana gelen büzülme üretilen kronun uyumuna doğrudan etki eder. En iyi uyum için ölçü materyalinin sertleşmesini tamamladıktan sonra boyutsal stabilitesini koruması istenir. Polieter ve ilave tip silikonların sertleşme reaksiyonu sonrasında, kondensasyon silikonlarına göre, uyumlarının daha iyi olduğu ve en başarılı

sonuçların poliyeter silikonlardan elde edildiği bulunmuştur (Anusavice, 2003; Wöstmann ve ark., 2008; Bajoghli ve ark., 2015).

Kullanılan materyaller ve üretimi

Restoratif olarak kullanılan materyallerin ısı genleşme katsayıları, yapım aşamaları esnasında geçirdiği boyutsal değişimi ve aşınma oranları restorasyonun uyumunda önemli rol oynar (Gemalmaz ve ark., 1995).

Geleneksel ve bilgisayar destekli üretim teknikleri marjinal ve internal aralığı doğrudan etkilemektedir. Yapılan çalışmalarda her iki sistemle üretilen kronların internal uyumlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmekle birlikte; marjinal uyum açısından dijital üretim başarılı bulunmuştur (Xu ve ark., 2014; Grenade ve ark., 2011; Kılıçarslan ve ark., 2014).

Restorasyonun üretimi sırasında uygulanan fırınlama işlemlerinin tekrarında restorasyonun internal ve marjinal uyumu olumsuz etkilenmektedir (Cuiling ve ark., 2016; Jalalian ve ark., 2015).

Simantasyon

Restorasyonda siman aralığı, uygulanan simanın viskozitesi, bağlantı kuvveti, doldurucu partiküllerin boyutu ve oranı, polimerizasyon büzülmesi ve çözülme katsayısı kronun uyumunu doğrudan etkilemektedir. Preparasyonun koniklik açısının azalması ve marjin bitimi, simanın akıcılığını etkileyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olabilmektedir (Diaz-Arnold ve ark., 1999). Yapıştırma simanın film kalınlığının artması, siman aralığının yetersiz olarak hesaplanması gibi durumlar restorasyonun tam olarak oturmasını engelleyebilir buna bağlı olarak kenar uyumunda bozulma ve oklüzyonda hataya yol açabilmektedir.

Ural ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada simantasyon öncesi ve sonrası yaptıkları marjinal ölçümlerden yola çıkarak simantasyon işleminin marjinal uyumu etkilediği sonucuna varmışlardır (Ural ve ark., 2010).

4.8.2. Marjinal ve internal uyum ölçüm teknikleri

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde birçok yöntem uygulanmaktadır. Yapılan çalışmalara göre morfolojik veya fonksiyonel kriterleri esas alan yöntemler olarak 2'ye ayrılırlar (Nawafleh ve ark., 2013).

Fonksiyonel kriterleri esas alan yöntemler

- 1-Boya penetrasyon testi
- 2-Bakteriyolojik testler
- 3-Alternatif dağılım
- 4- Suni çürük oluşum testi
- 5-Elektiriksel metod

Morfolojik kriterleri esas alan yöntemler

Direkt ve indirekt yöntem olmak üzere 2 başlıkta incelenmektedir:

a. Direkt yöntemler

Restorasyon uygulanan diş, restorasyonun başarısını ölçmek amacıyla sıklıkla modifiye USPHS kriterleri ve günümüzde FDI kriterleri kullanılarak incelenmesi söz konusudur. Bu metod ile sadece marjinal aralık ölçümü yapılabilir; simantasyon sonrası değerlendirme yapıldığı için iç uyum değerlendirilememektedir (Anusavice, 2012). İndirekt yöntemler, direkt yöntemlere kıyasla daha çok kullanılmaktadır (Contrepolis ve ark., 2013; Nawafleh ve ark., 2013).

b. İndirekt yöntemler

i. İnvaziv yöntemler, invitro bir değerlendirmedir. Çekilmiş dişler üzerinde kesitlendirme yapılarak mikroskop altında incelenir. Ancak bu yöntem uzun dönem li çalışmalara izin vermez. Yapılan ölçümler kesit sayısı ile sınırlandırılmaktadır; bu da tüm restorasyonun uyumu için doğru değeri vermeyebilir.

ii. Non-invaziv yöntemler, diş dokularının bütünlüğünü koruyan ve değerlendirmelerin tekrar yapılabilmesi için verilerin saklanması kriter olarak alan bir yöntemdir (Nawafleh ve ark., 2013).

1-Fotoğraflama: Kronun marjinal uyumunun değerlendirilmesinde kullanılan bu yöntemde internal uyum değerlendirilmesi yapılamaz. Hazırlanan örnek üzerinden

mikroskop altında alınan fotoğraflardan, marjinal ölçümler yapılır (Asavapanumas ve ark., 2013).

2-Epoksi rezin replika elde edilmesi: Marjinal uyumun in-vivo veya in-vitro olarak değerlendirilebilmesini sağlamaktadır. Restorasyonun simantasyonu sonrası değerlendirilecek bölgeden silikon esaslı ölçü materyali ölçü alınır. Alınan ölçülere epoksi rezin dökülerek replikalar elde edilir. Elde edilen replikalar SEM (Taramalı elektron mikroskobu), ışık mikroskobu, stereomikroskop veya metalurjik mikroskop kullanılarak değerlendirilebilir. Bu sistemin dezavantajları olarak; ölçüm yaparken mikroskop altında konumlandırma ve netlik yakalanması zorluğu, proksimal bölgelerden görüntü alınamaması ve rezinde meydana gelecek büzülmenin ölçümlerde hata payı oluşturması sayılabilir (Stappert ve ark., 2004; Başbuğ, 2012).

3-Silikon replika tekniği: Restorasyonların internal ve marjinal uyumlarının ölçümünde kullanılan bu teknik McLean ve von Fraunhofer tarafında 1971 yılında tarif edilmiştir. Simantasyon öncesi restorasyonun içine en ince kıvamlı bir silikon ölçü malzemesi konur ve restorasyon dış ya da day model üzerine belli bir parmak basıncı altında oturtularak sertleşmesi beklenir. Restorasyon dış ya da daydan silikona zarar verilmeden dikkatlice çıkartılır. Bu aşamadan sonra restorasyonun içerisinde kalan en ince kıvamlı silikona destek olması için orta sertlikte bir silikon materyali doldurulur. Eklenen silikonun da sertleşmesini takiben daha yüksek viskoziteli silikon ile stabilize olması sağlanır. Elde edilen silikon replikalar kesitlendirilerek farklı bölgelerden mikroskop altında ölçümler yapılır (Wolfart ve ark., 2003; Laurent ve ark., 2008).

4-Profilometri: Marjinal bölgedeki siman kalınlığı indirekt olarak hesaplanabilmektedir. Örneklerin konumlandırılmasında ortaya çıkan farklılıklar ölçümlerde hatalara sebep olabilmektedir; hassas çalışmayı gerektirmektedir. (Nawafleh ve ark., 2013).

5-Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler: Bu yöntemde; restorasyonun iç yüzeyi ve dış yüzeyi üç boyutlu tarayıcılar ile taranarak elde edilen dijital düzeyler karşılaştırılarak karşılaştırılır. İnvaziv bir işlem değildir. Hem internal hem de marjinal uyum incelenebilir. Ancak verilerin doğruluğunda teknik hassasiyet ve tarayıcının hassasiyeti son derece önemli bir faktördür (Luthardt ve ark., 2004).

4.9. Aşınma ve Aşındırmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler

Aşınma, iki cismin birbirine mekanik kuvvet uygulayarak temas halinde olması sonucu, kimyasal reaksiyon sonucu ya da kimyasal ve mekanik reaksiyonun birlikte gelişmesi sonucu yüzeyden materyal kaybı olarak tanımlanır. Aşınma özelliği materyal türüne, dayanıklılığına, mikro yapısına, yüzey pürüzlülüğüne, karşıt dişin minesinin sertliğine ve kalınlığına, hastanın çiğneme kuvvetlerine ve parafonksiyonel alışkanlıkların olup olmamasına bağlı olarak değişmektedir (Mair ve ark., 1999).

Seramik restorasyonların idealde posterior bölgede karşıt diş minesini aşındırma oranı bir yılda en fazla 20-40 µm olmalıdır (Stawarczyk ve ark., 2013).

Restorasyonda aşınma ve karşıt dentisyonda aşındırma miktarını belirlemek için yapılmış pek çok çalışma bulunmaktadır ve bu çalışmalar değerlendirildiğinde, klinik ve laboratuvar çalışmaları; ayrıca artan dijital teknoloji ile 3 boyutlu tarama olarak 3 başlık altında toplanmaktadırlar (Mulay ve ark., 2015; Stober ve ark., 2016; Nakashima ve ark., 2016).

4.9.1. Klinik yöntemler

Klinik skorum sistemi

Klinik skorum sistemi, klinik çalışmalarda sıklıkla kullanılan direkt bir tekniktir. Bu yöntemde, klinik kullanım sonrası ağız içerisinde çok sayıda standart indeksler kullanılarak ölçümler yapılır (Turssi ve Serra, 2003).

USPHS (United States Public Health Service) kriterleri aşınma tespitinin klinik skorum sistemi için kullanılacak bir indeks sistemidir. Aşınma sonrasında açığa çıkan mine yüzeyleri ve restorasyon yüzeyleri alpha, bravo, charlie ve delta skorları kullanılarak derecelendirilmektedir (Bartlett ve ark., 2008).

Smith ve Knight tarafından tanımlanan 'Smith & Knight Aşınma İndeksi' en sık kullanılan indekstir. Diş yüzeyleri, 4 farklı bölgesinden dentin ve mine kalınlıklarına göre değerler verilerek değerlendirilir (Kitasako ve ark., 2015).

Replikasyon tekniği

Klinikte direkt yöntem ile aşınma miktarının belirlenmesi zor ve zaman alıcıdır. Bu nedenle indirekt yöntem olan replikasyon tekniği geliştirilmiştir. Restorasyonun simantasyonunu takiben restorasyon yüzeylelerinden ve karşıt arktan ölçü alınarak model elde edilir. Periyodik aralıklarla tekrar ölçüler alınır ve elde edilen veriler indirekt olarak değerlendirilir. Bu değerlendirme, hekim tarafından yapılabileceği gibi bilgisayar yardımı ile de yapılabilmektedir (Bagheri ve ark, 2007).

Diş hekimi tarafından yapılan görsel değerlendirmeler daha hızlı ve maliyeti daha düşük bir tekniktir ancak dijital teknikler görsel tekniklere göre daha doğru ve anlamlı sonuçlar vermektedir (Folwaczny ve ark., 2000).

Dijital haritalama yöntemleri CRA (Clinical Research Associates), Minnesota sistemi ve 3D lazer tarama yöntemi restorasyonlarda meydana gelen aşınmanın tespitinde kullanılabilecek en doğru sonuçları veren indirekt yöntemler olarak bildirilmiştir (Turssi ve Serra, 2003).

4.9.2. Laboratuvar çalışmaları

Araştırmacılar yeni üretilen restoratif ve protetik materyallerin in-vitro olarak aşınma miktarlarını tespit edebilmek amacıyla ağız ortamını ve çiğneme fonksiyonlarını taklit eden cihazlar geliştirmişlerdir. Çiğneme simülatörü, ağız içerisinde farklı şekillerde çiğnemeyi simüle etmek amacıyla kullanılmaktadır.

Son yıllarda yapılan çalışmalarda maliyet ve etkinlik gibi avantajları sayesinde Willytec simülatörü olarak bilinen iki eksenli çiğneme simülatörleri tercih edilmektedir (D'Arcangelo ve ark., 2016; Stawarczyk ve ark., 2016).

Münih simülatörü, üzerine ağırlık yerleştirilmiş dikey çubukların aşağı doğru iniş sırasında durdurucu motorların kullanımı prensibine dayanmaktadır (Heintze, 2010). Değişken ağırlıklara ve iki eksenli hareket şekillerine göre programlanabilmektedir. Değerlendirilecek materyallin hazırlanan örnekleri tutucular

içerisine sabitlendikten sonra örnekler üzerine yatay ve dikey kuvvetler uygulanarak çiğneme işlemi taklit edilmektedir.

Teknik tasarımı sayesinde, tüm örneklere ve antagonistlere aynı hareket uygulanabilmektedir. Ağırlık kuvveti 10 N ile 120 N arasında değiştirilebilir; 2 numune bileşeni için bu kuvvet 350 N'a kadar çıkabilmektedir. Kompartımanların düşey hızı 10-90 mm/s, yatay hızı 10-90 mm/s, çiğneme sıklığı 0,1 Hz-3,5 Hz, numuneler üzerine dikey kuvvet uygulama uzunluğu 0,1-0,99 mm ve numuneler üzerine yatay kuvvet uygulama uzunluğu 0,1-0,38 mm değerleri arasında olacak şekilde ayarlanabilmektedir. Sisteme entegre olan termal siklus ünitesi sayesinde materyallere eş zamanlı olarak 4-60°C arasında ısı döngüsü uygulanabilmektedir.

4.9.3. Üç boyutlu tarama

Aşınma miktarının belirlenmesinde daha kesin sonuçlar veren tekniklerin arayışı devam etmiştir. Direkt tüberkül yüksekliği ölçümleri, görüntü analizi, taramalı elektron mikroskobu, bilgisayar grafikleri ve profilometre gibi kullanımı daha teknik hassasiyet gerektiren yöntemler geliştirilmiştir. Değerlendirme dental modeller üzerinden yapılmaktadır.

Modellerin dijital verisinin oluşturulması için kullanılan tarayıcılar; temaslı ve temassız olmak üzere 2 tiptir. Temaslı tarayıcılarda, sivri uçlu bir çizim aleti kullanılarak yüzey formunu belirlenir. Temassız tarayıcılarda ise restorasyon ya da diş yüzeyine temas etmeden komponent bir ışık kaynağı veya bir mikroskop olan tarayıcı uç ile yüzey özellikleri kaydedilir. Temaslı tarayıcıların temassızlara göre avantajları; maliyetinin düşük olması, yüzeyin renk ve saydamlık gibi özelliklerinden etkilenmemesidir. Dezavantajı ise sert yüzeylerde çalışma hızlarının temassız tarayıcıya göre yavaş olmasıdır (DeLong, 2006).

Dijital verilerin doğruluğunda teknik hassasiyet ve tarayıcının hassasiyeti son derece önemli bir faktördür.

Hacim tarayıcıları, bilgisayarlı tomografi (BT) esasına dayanır. Çözünürlüğü voksel boyutu tarafından belirlenir. Hacim sistemlerinin avantajı gölgelemenin problem olmamasıdır; dezavantajları ise maliyet ve radyasyondur.

5. GEREÇ ve YÖNTEM

5.1. Gereç

5.1.1. Diş preparasyonu

- Acurata 199 018 yeşil, 199 018 sarı, 199 016 kırmızı, 199 018 kırmızı, 277 018 sarı, 277 018 kırmızı, 277 014 kırmızı elmas kesim frezleri (Acurata, G+K Mahnhardt Dental e.K, Thurmansbang, Almanya)
- Ultrapak E retraksiyon ipi (Ultradent Dental Products, South Jordan, UT, ABD)
- Frenna AC retraksiyon solüsyonu (Dharma Research, FL, ABD)

5.1.2. Zirkonyum destekli restorasyonların hazırlanması

- CEREC AC Omnicam intraoral kamera (Sirona, Bensheim, Almanya)
- CEREC SW 4.5.2 yazılımı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- InLab CAM SW 16.2 yazılımı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- IPS e.max ZirCAD MO 0 zirkonyum oksit altyapı diskleri (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- Bur 2,5 ZrO₂ DC, Bur 1,0 ZrO₂ DC, Bur 0,5 ZrO₂ DC kazıma frezleri (Sirona, Bensheim, Almanya)
- InLab MC X5 freze cihazı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Lava Furnace 200 sinterleme fırını (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD)
- IPS e.max Ceram ZirLiner alt ve üstyapı arasındaki ara tabaka (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

- IPS e.max Ceram ZirLiner Build-Up Liquid (allround) ara tabakanın likidi (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- IPS e.max Ceram Dentin üstyapı seramiği (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- IPS e.max Ceram Transpa Incisal üstyapı seramiği (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- IPS Ivocolor Glaze Powder cila tozu (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- IPS Ivocolor Mixing Liquid Allround cila tozu karıştırma sıvısı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- Programat P310 seramik fırını (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

5.1.3. Monolitik zirkonya restorasyonların hazırlanması

- CEREC AC Omnicam intraoral kamera (Sirona, Bensheim, Almanya)
- CEREC SW 4.5.2 yazılımı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- InLab CAM SW 16.2 yazılımı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Zenostar T2 monolitik zirkonya diski (Wieland, Almanya)
- Bur 2,5 ZrO₂ DC, Bur 1,0 ZrO₂ DC, Bur 0,5 ZrO₂ DC kazıma frezleri (Sirona, Bensheim, Almanya)
- InLab MC X5 freze cihazı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Lava Furnace 200 sinterleme fırını (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD)
- IPS Ivocolor Shade makyaj likidi (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- IPS Ivocolor Glaze powder cila tozu (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- IPS Ivocolor Mixing Liquid Allround cila tozu karıştırma sıvısı (Ivoclar

Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

- Programat P310 seramik fırını (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

5.1.4. Restorasyonların simantasyonu

- Prophy Paste polisaj patı (Sultan, York, ABD)
- Fırça frez (Stoddard, Hertfordshire, İngiltere)
- Ultrapak E retraksiyon ipi (Ultradent, South Jordan, UT, ABD)
- SpeedCEM Plus self adeziv rezin siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- Bluephase LED ışık cihazı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- Oral-B Essential Floss diş ipi (Procter&Gamble, ABD)
- Hanel artikülasyon kağıtları (Roeko, Langenau, Almanya)
- Diapol Twist porselen cila seti (Eve, Naples, ABD)

5.1.5. Marjinal ve internal adaptasyon ölçümleri

- Variotime Extra Light Flow ilave tipi silikon (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya)
- Variotime Light Flow ilave tipi silikon (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya)
- Variotime Heavy Tray ilave tipi silikon (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya)
- Variotime Easy Putty ilave tipi silikon (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya)
- Leica Optik Mikroskop (Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere)

5.1.6. Aşınma ve aşındırma miktarının belirlenmesi

- Prophy Paste polisaj patı (Sultan, York, ABD)
- Fırça frez (Stoddard, Hertfordshire, İngiltere)
- CEREC AC Omnicam intraoral kamera (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Geomagic Control yazılım programı (3DSystem, Rockhill, SC, ABD)

Tablo 5.1. Çalışmamızda kullanılan ürünlerin ismi ve üretici firmaları, içerikleri ve seri numaraları.

Ürün	Ürün Adı ve Üretici Firma	İçerik	Seri No
Zirkonyum dioksit altyapı diskleri	IPS e.max ZirCAD MO 0 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	Zirkonyum oksit (ZrO_2) %88- 95.5 Yttrium oksit (Y_2O_3) %>4.5- ≤6.0 Hafniyum oksit (HfO_2) %≤5.0 Alüminyum oksit (Al_2O_3) %≤1.0 Diğer oksitler %≤1.0	W96719 W96718
Altyapı ve üstyapı arasındaki ara tabaka	IPS e.max Ceram ZirLiner clear ve Build-up Liquid Allround (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	SiO_2 %50- 60 Al_2O_3 %16- 22 Na_2O %6- 11 K_2O %4- 8 CaO, P_2O_5, F %2.5- 7.5 Diğer oksitler %1.5- 8.0 Pigmentler %0.1- 3.0	V18821 V03482
Üst yapı seramiği	IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	SiO_2 %60- 65 Al_2O_3 %8- 12 Na_2O %6- 9 K_2O %6- 8 ZnO %2- 3 CaO, P_2O_5, F %2- 6 Diğer oksitler %2- 8.5 Pigmentler %0.1- 1.5	W31132 V43514 V09813 V35237 V11726
Monolitik zirkonya disk	Zenostar T2, (Wieland, Almanya)	Zirkonya ($ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3$) %>99 Yitriyum oksit (Y_2O_3) %>4.5- 6 Hafniyum oksit (HfO_2 %5) Alüminyum oksit (Al_2O_3) %<0.5 Diğer oksitler %0,5	V21209 V22532

Tablo 5.1. Çalışmamızda kullanılan ürünlerin ismi ve üretici firmaları, içerikleri ve seri numaraları (devamı).

Makyaj likidi	IPS Ivocolor Shade	SiO₂ %61- 68	W31912	
	(Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	Al₂O₃ %5- 8	W38151	
		Na₂O %5- 8		
		K₂O %5- 8		
		ZnO %2- 4		
		Diğer oksitler %3.5- 17		
		Pigmentler %10- 20		
		Gliserin %20- 25		
		Butandiol %15- 20		
Cila tozu ve likidi	IPS Ivocolor Glaze	SiO₂ %61- 68	W29089	
	Powder ve Glaze and Stain Liquid Allround (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	Al₂O₃ %5- 8	Y10591	
		Na₂O %5- 8		
		K₂O %5- 8		
		ZnO %2- 4		
		Diğer oksitler %3.5- 17		
		Pigmentler %0- 1		
Self- adeziv rezin siman	SpeedCEM Plus		Baz	X21351
	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Katalizör		
		Dimetakrilat ve HEMA	%33.1	32.4
		Ba-Al-Flor-Silikat cam	%37.4	37.4
		Ytterbium trifluoride	%23.0	23.0
		Silika	%5.4	5.4
		Katalizör stabilizatör	%1.0	1.8
		Pigment	%< 0.03	-

5.2. Yöntem

Çalışmamızda monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli köprü restorasyonların klinik başarıları, marjinal ve internal adaptasyonları, aşınma ve aşındırma miktarları in vivo olarak değerlendirilmiştir.

Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvurmuş olan 20 hastaya toplamda 40 adet 3 üyeli köprü restorasyon uygulandı. Uygulanan 40 adet 3 üyeli köprü restorasyonlarının 20 adedi monolitik zirkonya (Zenostar, Wieland, Almanya); kalan 20 adet köprü restorasyonu zirkonyum destekli (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) seramik restorasyonlardır.

Restorasyonların simantasyonu sonrası 1. hafta, 6. ay ve 1. yıl klinik takibi, Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde 2 hekim tarafından FDI klinik değerlendirme kriterlerine göre skorda uzlaşma metodu ile değerlendirildi. Hastalar tarafından ise renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği özelliklerine göre yapılan değerlendirme memnuniyet formlarına yansıtıldı.

Simantasyon öncesi restorasyonların iç ve marjinal uyumlarını değerlendirmek için alınan ölçüler ile elde edilen silikon replikalar ışık mikroskobu (Leica, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere) ile Marmara Üniversitesi AR-GE bölümünde incelendi.

Simantasyon sonrası aşınma ve aşındırma miktarlarının tespiti için ise intraoral tarayıcı ile elde edilen 1. hafta ve 1. yıl dijital modellerin STL dosyaları, Geomagic programı ile karşılaştırılarak değerlendirildi.

5.2.1. Hasta seçimi

Çalışmamıza, Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalına başvuran alt ya da üst 2 yarım çenede simetrik (split-mouth) tek birinci molar eksikliği olan sabit protetik tedavi gereksinimi olan bireyler dahil edildi. Bu çalışmadaki vaka grubu aşağıdaki kriterler dikkate alınarak belirlendi:

- Sistemik hastalığa sahip olmamalıdır.
- 18-65 yaş aralığında olmalıdır.
- Oral hijyen seviyesi yüksek bireyler (Plak indeksi ve gingival indeksi değerleri skor 2'den yüksek olmamalıdır.) olmalıdır.
- Karşıt arkta doğal diş bulunmalıdır.
- Restore edilecek dişler okluzyonda olmalıdır.
- Restore edilecek dişlerin aktif bir periodontal ya da pulpal hastalığı olmamalıdır.
- Restorasyon yapılacak diş vital ya da kanal tedavili olabilir.

- Parafonksiyonel alışkanlığı olmayan ve çift taraflı çiğneme fonksiyonuna sahip olmalıdır.

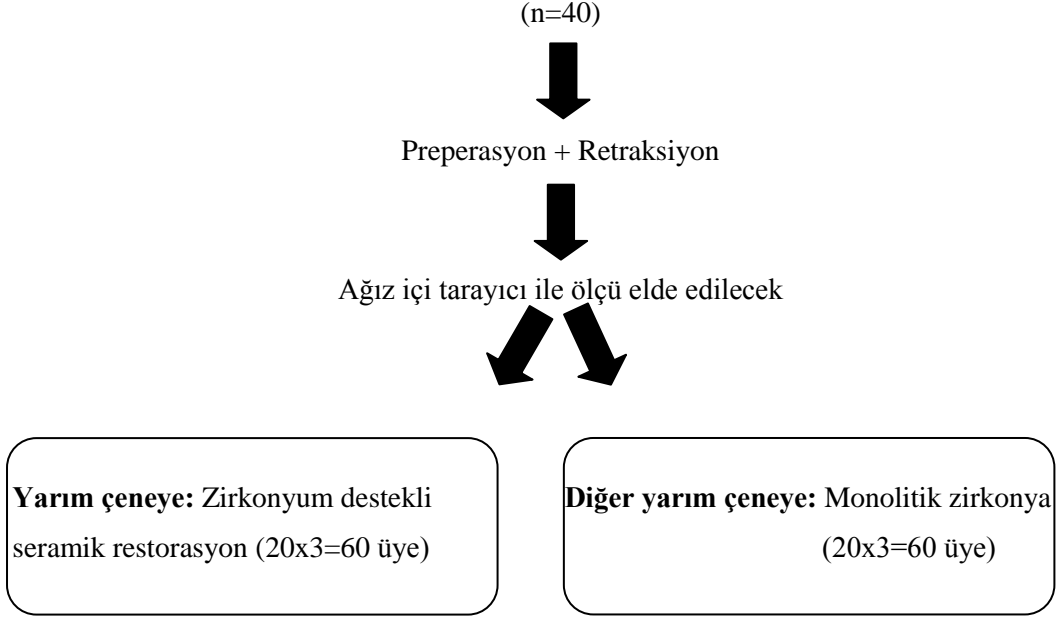
Çalışma için etik kurul izni (Ek 5.1) alındıktan sonra çalışmamızın kriterlerine uygunluğu ile dahil olan hastalarımızın tedavilerine başlamadan önce bilgilendirme ve onam formları (Ek 5.2) okutularak imzaları alındı Hastaların bilgileri ve elde edilen verileri takip formlarına (Ek 5.3) dolduruldu.

14'ü kadın, 6'sı erkek olan 20 hastaya 40 adet köprü restorasyon, Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde, tek bir hekim tarafından uygulandı. Restorasyonların üretim aşaması Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde inLab MC X5 frezeleme ünitesi ile tamamlandı.

Sadece hastaların uygulanan yöntemden ya da materyalden haberdar olmadığı tek kör tekniği kullanılarak hangi materyalin hangi tarafa uygulanacağı hastaya seçtirilen kapalı zarflar ile belirlendi. Bu sonuca göre belirlenen yarım çeneye monolitik zirkonya köprü restorasyon (n=20) uygulanırken, diğer yarım çeneye ise çift tabakalı yöntem ile zirkonyum destekli köprü restorasyon (n=20) uygulandı.

Hasta: Alt ya da üst çenede simetrik 1. molar eksikliği olan vakalar (20 hasta)

Tedavi Planlaması: İki yarım çeneye de tek gövdeli üç üye posterior köprü restorasyonu



Altyapı bloğu: IPS emax ZirCAD MO 0

CAD/CAM Cihazı: InLab MC X5

Sinter Cihazı: Lava Furnace 200

Üstyapı: IPS emax Ceram

(Tabakalama tekniği)

Blok: Zenostar T2

CAD/CAM Cihazı: InLab MC X5

Sinter Cihazı: Lava Furnace 200

Glaze: IPS emax Ceram Glaze

↓

Simantasyon: SpeedCEM Plus ile daimi simantasyon

↓

İn vivo olarak: 1. hafta, 6. ay ve 1. yılda modifiye USPHS/ Silness- Løe Plak ve Gingival indeksi/ Hasta Memnuniyeti Anketi.



İn vitro olarak: Marjinal ve internal adaptasyon ölçümleri silikon replikalardan Leica optik mikroskop ile yapıldı

Aşınma ve aşındırma miktarı, restorasyonlar ve karşıt dişlerin taranması sonucu elde edilen dijital modellerin Geomagic yazılım programı üzerinde karşılaştırılmasıyla değerlendirildi.

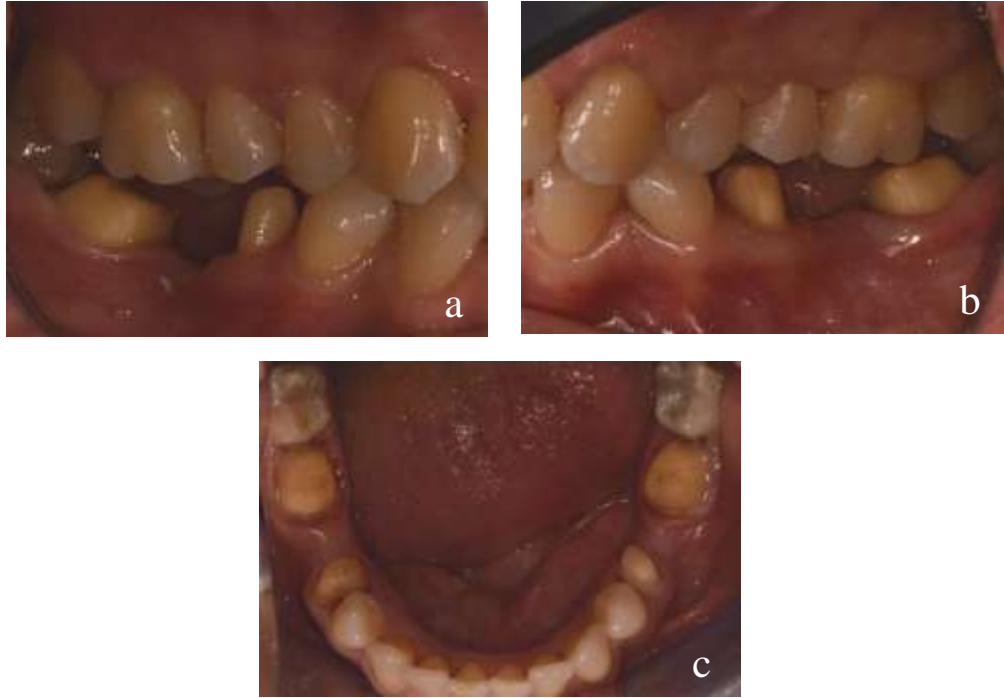
5.2.2 Dişlerin preparasyonu

Dişlerin preparasyonu sırasında taramaların intraoral tarayıcı (CEREC AC Omnicam, Sirona, Bensheim, Almanya) ile yapılacağı göz önüne alınarak lokal anestezi altında okluzal yüzden 1,5- 2 mm; aksiyel yüzden 3° lik aksiyel eğime sahip olacak şekilde 1,5 mm'lik indirgeme uygulandı. Preparasyonun bitim sınırı chamfer frez (Acurata, G+K Mahnhardt Dental e.K, Thurmansbang, Almanya) kullanılarak dişeti seviyesinde hazırlandı (Resim 5.1- 5.2).

Retraksiyon (Ultrapak E Cord, Ultradent Dental Products, South Jordan, UT, ABD) işlemini takiben ağız içi tarayıcı (CEREC AC Omnicam, Sirona, Bensheim, Almanya) ile preparasyon yapılan ve karşılığındaki dental arkın tümü tarandı. İnterokluzal kapanış kaydı, hastaların sentrik ilişkileri konumunda ağız içi tarayıcı (CEREC AC Omnicam, Sirona, Bensheim, Almanya) ile kaydedildi (Resim 5.3- 5.4).



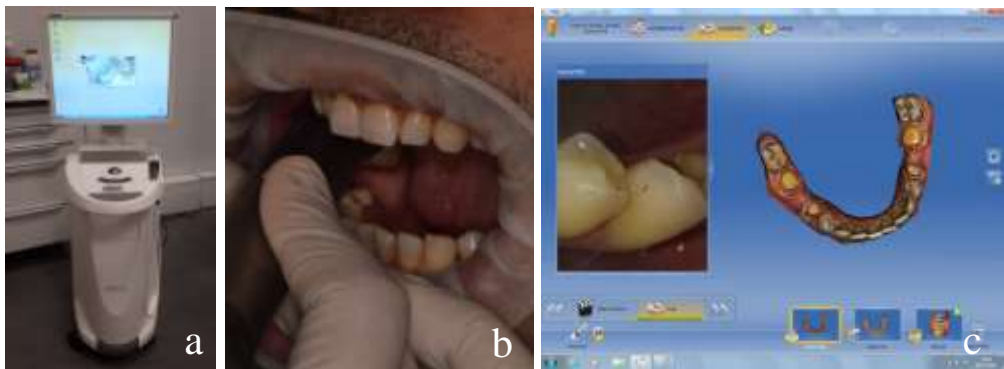
Resim 5.1. Preparasyon öncesi (a. Sağ kapanış fotoğrafı; b. Sol kapanış fotoğrafı; c. Alt çene okluzal fotoğrafı).



Resim 5.2. Preparasyon sonrası (a. Sağ kapanış fotoğrafı; b. Sol kapanış fotoğrafı; c. Alt çene okluzal fotoğrafı).



Resim 5.3. Retraksiyon işlemi (a. Retraksiyon öncesi; b. Retraksiyon sonrası).



Resim 5.4. İnteraoral tarama işlemi (a. CEREC AC Omnicam; b. Ağız içi tarama; c. Tarama görüntüsü).

5.2.3. Zirkonyum destekli restorasyonların hazırlanması

InLab 16.2 SW yazılımına aktarılan dijital verilerden dijital model elde edildi ve altyapı tasarımı oluşturuldu (Resim 5.5- 5.6). Zirkonyum destekli seramik restorasyonlar için hazırlanan zirkonya altyapılar, presinterize yttrium stabilize zirkonyum dioksit disklerden (IPS e.max ZirCAD MO 0, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) frezeleme ünitesinde (inLab MC X5, Sirona, Bensheim, Almanya) üretildi. Zirkonya altyapılara sinter cihazı ile (Lava Furnace 200, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) sinterleme işlemi uygulandı (Resim 5.7- 5.8). Sinterizasyon sonrası yaklaşık %20'lik bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelen altyapı restorasyonlarına buhar banyosu ve ultrasonik temizleme işlemleri yapıldı. Böylece oksit ve kontamine tabakalar uzaklaştırıldı.

Üstyapı, nano-florapatit cam seramik ile (IPS e-max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tabakalama yöntemi kullanılarak oluşturuldu. Altyapı üzerine önce, üstyapı ile bağlantısını arttıran bir materyal olan ara tabaka (IPS e.max Ceram ZirLiner, ZirLiner Build-Up Liquid, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı. Ara tabakanın sinterizasyonu sonrası tabakalama tekniği ile veneerleme (IPS e.max Ceram Dentin, IPS e.max Ceram Incisal, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) işlemi tamamlandı (Resim 5.9). Porselen pişimi (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) sonrasında hazır olan restorasyonların uyumu, aproksimal kontakları, okluzal ilişkileri ağızda kontrol edilerek düzenlenip glazür (IPS e.max Ceram Glaze powder, IPS Ivocolor Mixing Liquid Allround, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulamasıyla sinterizasyon sonrası restorasyon nihai haline ulaştı (Resim 5.10).



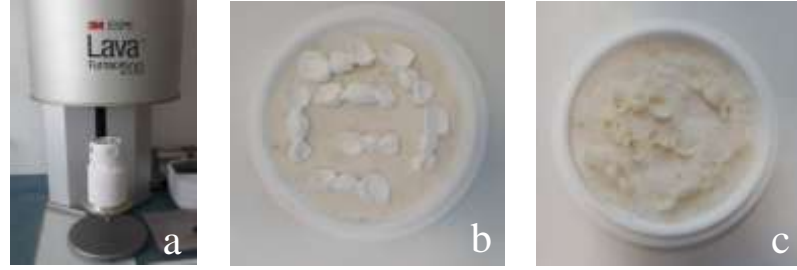
Resim 5.5. Dijital model.



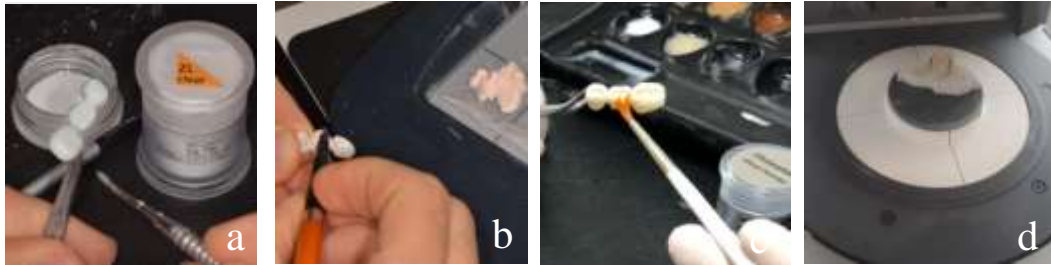
Resim 5.6. inLab 16.2 SW yazılımıyla dijital tasarım (**a.** Altyapı tasarımı; **b.** Kapanış ilişkisi kontrolü).



Resim 5.7. Üretim aşaması (**a.** Presinterize yitriyum stabilize zirkonyum dioksit disk; **b.** Inlab MC X5; **c.** Frezeleme işlemi; **d.** Üretilen altyapılar).



Resim 5.8. Sinterizasyon aşaması (**a.** Lava Furnace 200, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD; **b.** Altyapı restorasyonlarının sinterizasyon öncesi; **c.** Sinterizasyon sonrası).



Resim 5.9. Üstyapı uygulaması (**a.** IPS e-max Ceram ZirLiner ara tabaka uygulaması; **b.** Veneerleme işlemi; **c.** Glazür uygulaması; **d.** Üstyapı uygulaması).

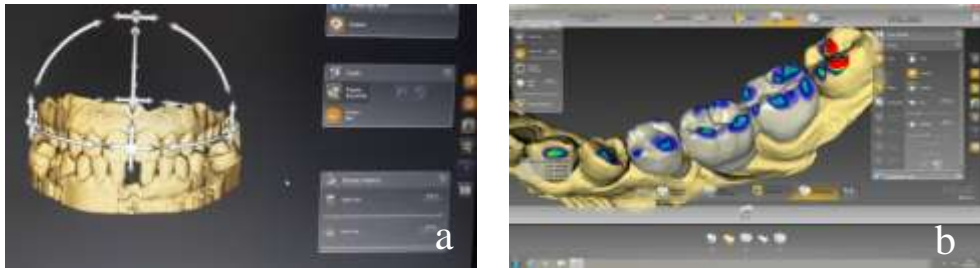


Resim 5.10. Zirkonyum altyapılı seramik restorasyonun tamamlanmış hali.

5.2.4. Monolitik zirkonya restorasyonların hazırlanması

Ağız içi taramayla (CEREC AC Omnicam, Sirona, Bensheim, Almanya) elde edilen dijital veriler inLab yazılımına (InLab CAM SW 16.2, Sirona, Bensheim, Almanya) aktarılarak elde edilen modeller üzerinde tam kontur restorasyon tasarımı yapıldı ve üretim ara yüzüne geçildi (Resim 5.11- 5.12). Tasarlanan restorasyonlar, disk şeklindeki translusent monolitik zirkonya bloklardan (Zenostar T2, Wieland, Almanya) frezeleme ünitesinde (Inlab MC X5, Sirona, Bensheim, Almanya) üretildi (Resim 5.13). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda sinter cihazı (Lava Furnace 200, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ile sinterizasyon aşaması tamamlandı (Resim 5.14).

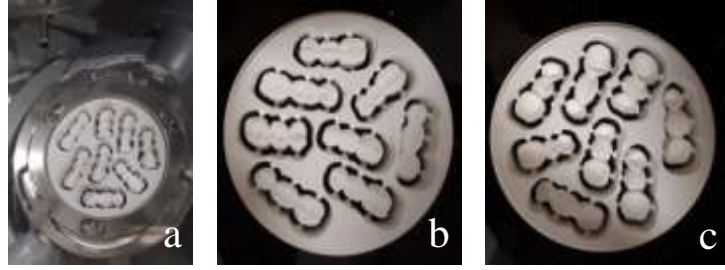
Tam kontur restorasyonların uyumu, aproksimal kontakları, okluzal ilişkileri ağızda kontrol edilerek düzenlenip; gerekli vakalarda makyaj işlemi (IPS Ivocolor Shade, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) yapıldı. Glazür (IPS Ivocolor Glaze Paste, Mixing Liquid Allround, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulamasını takiben restorasyon sinterize (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) edildi ve tamamlanmış haline ulaşıldı (Resim 5.15).



Resim 5.11. Tam kontur restorasyon tasarımı (a. Dijital model; b. Dijital tasarım).



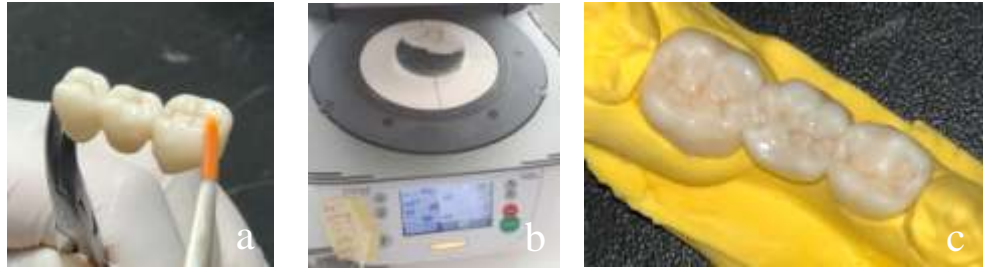
Resim 5.12. InLab CAM SW 16.2 (a. Tasarlanan restorasyonların bloğa dijital olarak yerleştirilmesi; b. Frezeleme işlemi için frezlerin seçimi ve ayarlanması).



Resim 5.13. Monolitik zirkonya blok (a. Frezeleme ünitesinde yerleşimi; b. Üretilen restorasyonların dış yüzü; c. Üretilen restorasyonların iç yüzü).



Resim 5.14. Sinterizasyon aşaması (a. Sinter cihazı; b. Sinterizasyon sonrası restorasyonlar).



Resim 5.15. Üretilen monolitik zirkonya restorasyonlar (a. Glazür uygulaması; b. Sinterizasyon işlemi; c. Restorasyonun nihai hali).

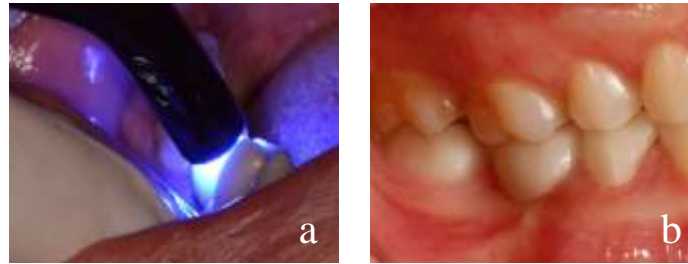
5.2.5. Restorasyonların simantasyonu

Simantasyon öncesi dayanak dişler pomza (Prophy Paste Sultan, York, ABD) ve fırça ile temizlenerek basınçlı hava-su spreyi ile yıkanıp kurutuldu. Simantasyona hazır restorasyonlardan internal ve marjinal uyumu değerlendirmek amacıyla öncelikle silikon replika tekniği ile ölçü alındı.

Sonrasında self adeziv rezin siman (SpeedCEM Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) otomatik şırıngası yardımıyla restorasyonun içine istenen miktarda doğrudan uygulandı (Resim 5.16). Restorasyon çepeçevre 2'şer saniye polimerize edildikten sonra sond yardımıyla diş yüzeyindeki; diş ipi yardımıyla da (Oral B Essential Floss, P&G, ABD) ara yüzlerdeki siman fazlalıkları uzaklaştırıldı. Restorasyonun tüm marjin bölgeleri, 20 sn süreyle ışık cihazı (Bluephase LED, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulamasına tabii tutularak polimerizasyon işlemi tamamlandı (Resim 5.17).



Resim5.16. Simantasyon işlemi (a. Self adeziv rezin siman; b. Simanın restorasyon içine uygulanması).



Resim5.17. Polimerizasyon işlemi (a. Işıkla polimerizasyonun sağlanması; b. Simantasyon sonrası).



Resim 5.18. Tedavi öncesi fotoğrafları (**a.** Sağ; **b.** Sol).



Resim 5.19. Tedavi sonrası fotoğrafları
(**a.** Sağ: Çift tabakalı restorasyon; **b.** Sol: Monolitik restorasyon;
c. Okluzal; **d.** Bukkal).



Resim 5.20. Tedavi öncesi fotoğrafı.

Resim 5.21. Preparasyon fotoğrafı.



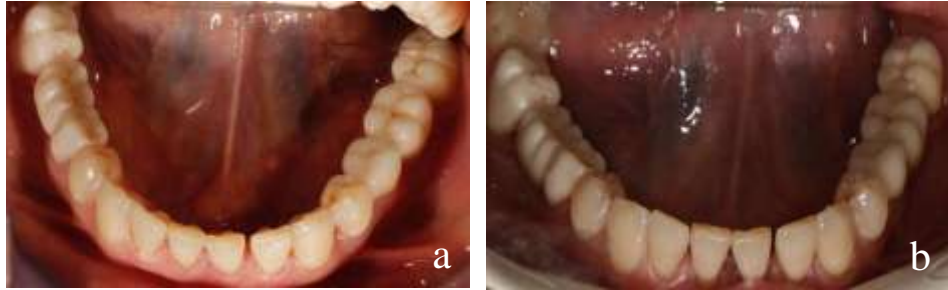
Resim 5.22. İnterokluzal ilişki (**a.** İnterokluzal, **b.** Okluzal).



Resim 5.23. Tedavi sonrası fotoğrafı (**a.** İnterokluzal, **b.** Okluzal).



Resim 5.24. Vaka-1 (a. Tedavi öncesi; b. Preparasyon; c. Simantasyon sonrası; d. 1.yıl kontrolü (Sağ: Çift tabakalı rest.; Sol: Monolitik rest.)).



Resim 5.25. Vaka-2 (a. Simantasyon sonrası; b. 1.yıl kontrolü (Sağ: Monolitik rest.; Sol: Çift tabakalı rest.)).



Resim 5.26. Vaka-3 (a. Simantasyon sonrası; b. 1.yıl kontrolü (Sağ: Çift tabakalı rest.; Sol: Monolitik rest.)).



Resim 5.27. Vaka-4 (a. Simantasyon sonrası; b. 1.yıl kontrolü (Sağ: Monolitik rest.; Sol: Çift tabakalı rest.)).

5.2.6. FDI kriterleri ile değerlendirme

Restorasyonlar simante edildikten sonra 1. hafta, 6. ay ve 1. yılda klinik olarak değerlendirildi. Klinik incelemeler, FDI (World Dental Federation)'in onayladığı kriterler kullanılarak iki farklı gözlemci tarafından 5 farklı skorda uzlaşma metodu ile yapıldı. Toplamda bu skorlardan; 1 (bir) klinik olarak mükemmel tüm standartları taşıyan restorasyonları, 2 (iki) klinik olarak iyi ancak tamamen ideal olmayan restorasyonları, 3 (üç) klinik olarak yeterli ancak bazı kabul edilebilir eksiklikleri bulunan restorasyonları, 4 (dört) klinik olarak kabul edilemeyecek ancak tamir edilebilir restorasyonları ve 5 (beş) klinik olarak başarısız ve derhal değiştirilmesi gereken restorasyonları ifade etmektedir. Farklı skorlar elde edildiğinde, tekrar değerlendirme yapılarak fikir birliği sağlandı. Kullanılan FDI kriterleri estetik, fonksiyonel ve biyolojik olmak üzere üç farklı kategoride değerlendirildi.

5.2.7. Plak indeksi ve gingival indeks değerlendirmesi

Klinik kontrollerde Silness- Løe plak ve gingival indeksleri kullanılarak restore edilen dişlerdeki periodontal durum ve zaman içerisinde değişimi için dişeti cevabı skorları 1. hafta 6. ay ve 1. yıl olarak kaydedildi. Elde edilen veriler yardımı ile hastanın oral hijyen durumu kaydedilerek zaman içerisinde kıyaslamalar yapıldı.

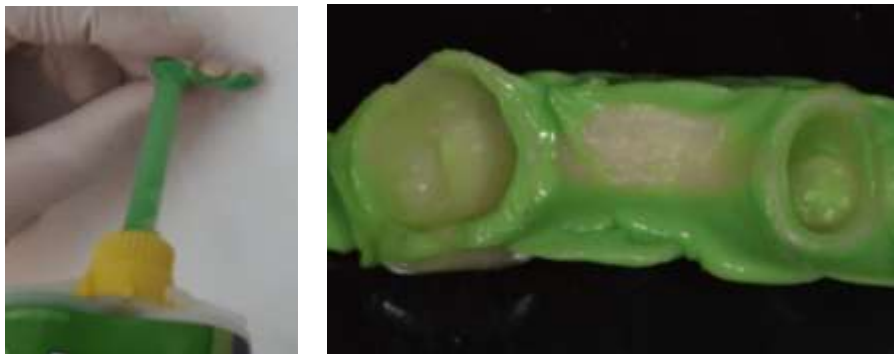
5.2.8. Hasta memnuniyetinin değerlendirilmesi

Restorasyonlar simante edildikten 1 hafta, 6 ay ve 12 ay sonra yapılan klinik kontrollerde, hastalara restorasyonları ile ilgili memnuniyetlerini ölçmek amacıyla bazı sorular yönlendirildi. Değerlendirme kriterleri olarak; renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği açısından sorulan sorular doğrultusunda, 1: çok iyi; 2: iyi; 3: yeterli; 4: kötü olacak şekilde değerlendirme yapmaları istenmektedir. Ayrıca restorasyonlarını genel anlamda 10'u en yüksek not kabul edecek şekilde 1'den 10'a kadar not vermeleri istendi.

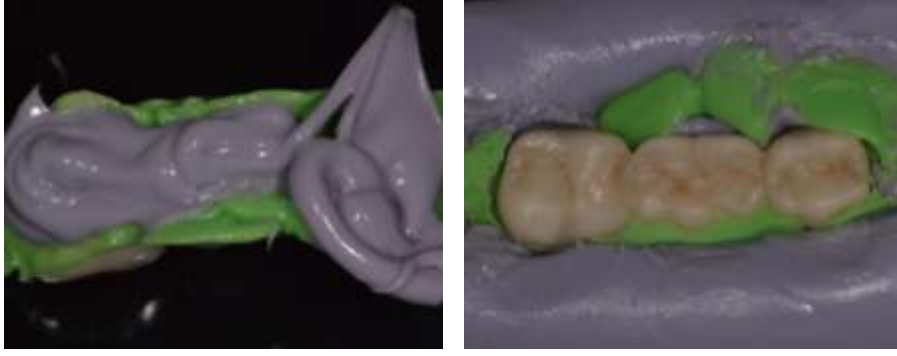
5.2.9. Marjinal ve internal adaptasyon ölçümleri

Restorasyonların içerisine ince kıvamlı ilave tip silikon materyali (Variotime Extra Light Flow, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) yerleştirilerek hastanın sentrik ilişkide dişlerini ısırması sağlandı. Ölçü malzemesi sertleştikten sonra restorasyon silikon materyali ile dikkat edilerek ağızdan uzaklaştırıldı (Resim 5.28). Restorasyon içinde kalan ince kıvamlı ölçü malzemesi üzerine orta kıvamlı ilave tip silikon (Variotime Light Flow, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) ölçü maddesi uygulanarak ince kıvamlı ölçü malzemesi desteklendi. Elde ettiğimiz silikon replikayı dışardan desteklemek için üçüncü bir materyal olarak koyu kıvamlı silikon matzemesi (Variotime Easy Putty, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) uygulanarak sabitlendi (Resim 5.29). Replikanın üzerinden hazırlanmış olan köprü restorasyonları çıkarıldı. Elde edilen silikon replika içerisine farklı renkte orta kıvamlı silikon ölçü malzemesi (Variotime Heavy Tray, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) uygulandı (Resim 5.30).

Silikon replikalar, köprü şeklinde elde edildi ve premolar ve molar diş olarak ayrıldı. Elde edilen premolar ve molar diş replikaları bistüri yardımıyla mesiodistal ve bukkolingual yönlerde kesilerek 4'e bölündü. Leica optik mikroskop altında (Leica Optik, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere) (optik okuyucusu X 3.2, mikroskop büyütmesi X 48, ekran büyütmesi X 102.81) marjinalden 4, internal marjinal birleşim bölgesinden 4, aksiyal bölgeden 8 ve okluzal bölgeden 4 görüntü olmak üzere bir diş için 20, bir replikadan 40, tüm silikonlardan toplamda 1600 ayrı noktanın değerleri elde edildi (Resim 5.31- 5.32). Elde edilen her değer için aynı noktadan 3 kez ölçüm yapıldı ve ortalaması verilere kaydedildi. Marjinal ve internal adaptasyon ölçümleri Marmara Üniversitesi AR-GE bölümünde yapıldı.



Resim 5.28. İnce kıvamlı ilave tip silikon uygulanması.



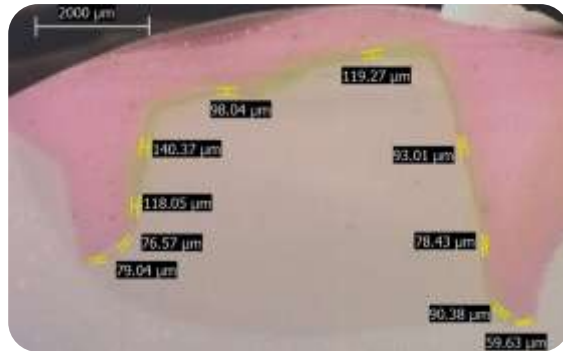
Resim 5.29. Orta kıvamlı ilave tip silikon uygulanması.



Resim 5.30. Silikon replika.



Resim 5.31. Leica Optik Mikroskop
(Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere).



Resim 5.32. Ölçüm yapılan noktalar.

5.2.10. Restorasyonların ve karşıt dentisyonunun aşınmasının değerlendirilmesi

Restorasyonlar simante edildikten 1. hafta ve 1. yıl sonunda, ağızdaki tüm dişler ve restorasyonlar özellikle okluzal yüzeylerine dikkat edilerek pomza (Prophy Paste, Sultan, York, ABD) ve fırça (Fırça frez, Stoddard, Hertfordshire, İngiltere) ile temizlendi. Restorasyonların ve karşıt arktaki dişlerin taraması yapıldı. Elde edilen dijital modellerin STL dosyaları Geomagic Control (3DSystem, Rockhill, SC, ABD) yazılım programına aktarıldı. Programa aktarılan veriler, aşınma meydana gelen bölgeleri tespit etmek için üst üste çakıştırıldı. Program yardımı ile 2 görüntünün üst üste geldiği en uygun halinde çakıştırılan görüntüler, aynı anda tutularak kesildi ve eşit boyutlara gelmesi sağlandı (Resim 5.33- 5.34).

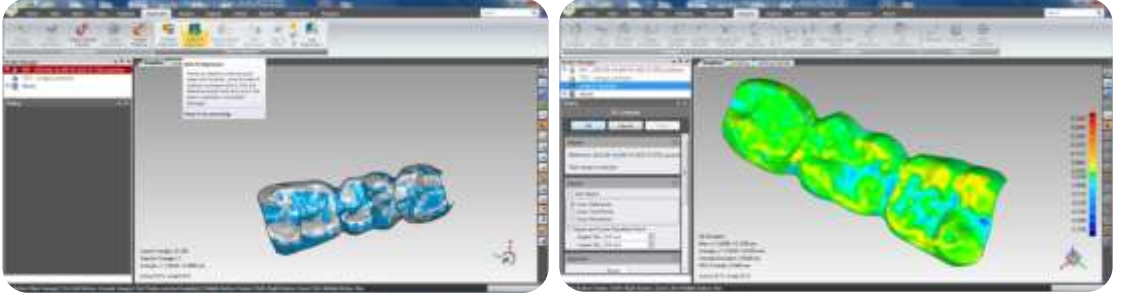
Programdaki 3 boyutlu çakıştırma sekmesi kullanılarak, trimlenerek eşit boyutlara gelmesi sağlanan görüntülerin ideal çakıştırması yapıldı. Çakıştırma sonrası her bir örneğin ilk ve son halinin, ayrı ayrı belirli bir düzleme olan hacimsel uzaklıkları hesaplandı ve meydana gelen aşınma miktarları mm³ cinsinden belirlendi (Resim 5.35- 5.36).



Resim 5.33. Dijital modellerin üst üste getirilmesi.



Resim 5.34. Çakıştırılan modellerin trimlenmesi.



Resim 5.35. Üç boyutlu çakıştırma işlemi ve sonrasında elde edilen görüntü.



Resim 5.36. Birinci hafta ve 1. yıla ait 3 boyutlu görüntülerinin düzleme olan hacimsel uzaklıklarının mm^3 cinsinden hesaplanması.

5.2.11. İstatistik

Çalışmamızda elde edilen veriler IBM SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows V23 (SPSS Inc, Chicago, ABD) ile analiz edildi. Normal dağılmayan verilerin grup içi karşılaştırılmasında Friedman testi kullanıldı. Gruplar arası normal dağılmayan nicel verilerin incelenmesi ise Mann Whitney U testi ile değerlendirildi. Normal dağılan verilerin gruplar içi karşılaştırılmasında tekrarlı ölçümler varyans analizi, gruplar arası karşılaştırmalarda ise bağımsız örnekler t testi kullanıldı. Analiz sonuçları kategorik veriler için ortalama \pm standart sapma (s.sapma), normal dağılmayan veriler için ortanca (min-max) / sıra ortalaması olarak sunuldu. Kategorik veriler ise frekans (yüzde) olarak ifade edildi. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

6. BULGULAR

6.1. Klinik Değerlendirmeler

6.1.1. FDI Kriterlerine göre klinik değerlendirmeler

Restorasyonların FDI kriterlerine göre başlangıç, 6. ay ve 1. yıl klinik değerlendirmeleri sonucu elde edilen skorlar Tablo 6.1 ve 6.2’de; bu sonuçların yüzdelik değerlendirmeleri ise Tablo 6.3’de gösterilmiştir. Kabul edilebilir skorların yüzdelilerinin zaman içerisindeki değişim değerlendirmeleri ise Tablo 6.4’de gösterilmiştir.

Tablo 6.1. Çift tabakalı restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi.

ESTETİK KRİTERLER	Başlangıç (n=20)	6.ay (n=20)	1.yıl (n=20)	p
Yüzey Parlaklığı				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Yüzeyel ve Marjinal Renklenme				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Renk Uyumu ve Translusensi				
1	19 (%95)	18 (%90)	19 (%95)	0,368
2	1 (%5)	2 (%10)	1 (%5)	
Estetik ve Anatomik Form				
1	13 (%65)	14 (%70)	14 (%70)	0,368
2	7 (%35)	6 (%30)	6 (%30)	
FONKSİYONEL KRİTERLER				
Retansiyon ve Materyal Kırığı				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Marjinal Adaptasyon				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Okluzal Kontur ve Yıpranma				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---

Tablo 6.1. Çift tabakalı restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi (devamı).

Aproksimal Anatomik Form				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Radyografik Değerlendirme				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Hasta Memnuniyeti				
1	17 (%85)	17 (%85)	17 (%85)	---
2	3 (%15)	3 (%15)	3 (%15)	
BİYOLOJİK KRİTERLER				
	Başlangıç(n=20)	6.ay(n=20)	1.yıl(n=20)	p
Postoperatif Hassasiyet ve Vitalite				
	a	b	b	
1	15 (%75)	16 (%80)	20 (%100)	0,015
2	5 (%25)	4 (%20)		
Çürük tekrarı/Erozyon/Abfraksiyon				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Diş Bütünlüğü				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Periodontal Cevap				
1	18 (%90)	20 (%100)	20 (%100)	0,135
2	2(%10)			
Komşu Mukoza				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Oral ve Genel Sağlık Durumu				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---

a-c: Her bir ölçüm değeri için aynı harfe sahip zamanlar arasında fark yoktur.

Elde edilen verilere göre çift tabakalı restorasyonlarda estetik kriterlerden “yüzey parlaklığı”, “yüzeyel ve marjinal renklenme”, “renk uyumu ve translusensi”, “estetik ve anatomik form” değerlerinde zaman içerisinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Yüzey parlaklığı, yüzeyel ve marjinal renklenmesi değerleri tüm kontrol seanslarında 1 olarak elde edilmiştir (Yüzey parlaklığı mineye benzer; Yüzeyel ve marjinal renklenmesi yok). Renk uyumu ve translusensi için başlangıçta verilerin %5’inde 2 (renk tonu ve/ veya translusenside minör değişiklikler), 6.ayda %10’unda ve 1. yılda da yine %5’inde 2 değeri elde edilmiştir. Estetik ve anatomik form için başlangıçta verilerin %35’inde 2 (normal formdan hafif farklı), 6.ayda %30’unda ve 1. yılda da %30’unda 2 değeri elde edilmiştir.

Çift tabakalı restorasyonların 1. yıl kontrolünde kırılma, debonding veya gözle görülür chippinge rastlanmamıştır. Fonksiyonel kriterlerden “retansiyon ve materyal kırığı”, “marjinal adaptasyon”, “okluzal kontur ve yıpranma”, “aproksimal anatomik form”, “radyografik değerlendirme” ve “hasta memnuniyeti” değerleri de zamanla farklılık göstermemiştir ($p>0,05$). Ancak hasta memnuniyeti skorları tüm kontrol seanslarının %85’inde 1 (estetik ve fonksiyonel olarak tam kabul edilebilir), %15’ inde 2 (yeterli estetik ve fonksiyon) olarak elde edilmiştir.

Biyolojik kriterlerden “çürük tekrarı/erozyon/abfraksiyon”, “diş bütünlüğü” ve “komşu mukoza” ve “oral ve genel sağlık durumu” değerleri tüm kontrol seanslarında 1 skorunu elde etmiştir ve zamanla istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir ($p>0,05$). “Postoperatif hassasiyet ve diş vitalitesi” başlangıç değerlendirmelerinde %25 oranında 2 (sınırlı bir süre için az hassasiyet, normal vitalite) skoru gözlenirken 6.ayda %20 ve zamanla tüm skorlar 1 (hassasiyet yok, normal vitalite) olacak şekilde bir değişim görülmüştür. İstatistiksel olarak anlamlı bu değişim başlangıç ile 1. yıl skorları arasında olup; 6. ay değerleri başlangıç ile benzerlik göstermektedir ($p=0,015$). “Periodontal cevap” başlangıç skorlarının ise %10’u 2 (az plak, enflamasyon yok (gingivitis), cep gelişimi yok) iken ilerleyen dönemde tüm skorlar 1 (plak, enflamasyon ve cep gelişimi yok) olacak şekilde değişmiştir. Ancak istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmemiştir ($p=0,135$).

Tablo 6.2. Monolitik restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi.

ESTETİK KRİTERLER	Başlangıç (n=20)	6.ay (n=20)	1.yıl (n=20)	p
Yüzey Parlaklığı				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Yüzeyel ve Marjinal Renklenme				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Renk Uyumu ve Translusensi				
1	10 (%50)	10 (%50)	10 (%50)	---
2	10 (%50)	10 (%50)	10 (%50)	
Estetik ve Anatomik Form				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
FONKSİYONEL KRİTERLER	Başlangıç(n=20)	6.ay(n=20)	1.yıl(n=20)	p
Retansiyon ve Materyal Kırığı				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---

Tablo 6.2. Monolitik restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi (devamı).

Marjinal Adaptasyon				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Okluzal Kontur ve Yıpranma				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Aproksimal Anatomik Form				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Radyografik Değerlendirme				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Hasta Memnuniyeti				
1	19 (%95)	19 (%95)	20 (%100)	0,368
2	1 (%5)	1 (%5)		
BİYOLOJİK KRİTERLER	Başlangıç(n=20)	6.ay(n=20)	1.yıl(n=20)	p
Postoperatif Hassasiyet ve Vitalite	a	b	b	
1	154(%70)	18 (%90)	20 (%100)	0,009
2	6 (%30)	2 (%10)		
Çürük tekrarı/Erozyon/Abfraksiyon				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Diş Bütünlüğü				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Periodontal Cevap				
1	17 (%85)	20 (%100)	20 (%100)	0,050
2	3 (%15)			
Komşu Mukoza				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---
Oral ve Genel Sağlık Durumu				
1	20 (%100)	20 (%100)	20 (%100)	---

a-c: Her bir ölçüm değeri için aynı harfe sahip zamanlar arasında fark yoktur.

Monolitik restorasyonlarda estetik kriterlerden “yüzey parlaklığı”, “yüzeyel ve marjinal renklenme”, “renk uyumu ve translusensi”, “estetik ve anatomik form” değerlerinde zaman içerisinde anlamlı bir değişim gözlenmemiştir ($p>0,05$). Yüzey parlaklığı, yüzeyel ve marjinal renklenmesi, estetik ve anatomik form değerleri tüm kontrol seanslarında 1 olarak elde edilmiştir. Renk uyumu ve translusensi için 3 farklı zamanda da verilerin %50’sinde 1 (iyi renk eşleme, renk tonu ve translusenside fark yok), %50’sinde 2 (renk tonu ve/ veya translusenside minör değişiklikler) değeri elde edilmiştir.

Monolitik restorasyonlarda fonksiyonel kriterlerden “retansiyon ve materyal kırığı”, “marjinal adaptasyon”, “okluzal kontur ve yıpranma”, “aproksimal anatomik form”, “radyografik değerlendirme” ve “hasta memnuniyeti” değerleri de zamanla farklılık göstermemiştir ($p>0,05$). Ancak hasta memnuniyeti skorları başlangıç ve 6. aylarda %5’inde 2 (yeterli estetik ve fonksiyon) olup, 1. yılda tüm skorlar 1 (estetik ve fonksiyonel olarak tam kabul edilebilir) olarak elde edilmiştir.

Biyolojik kriterlerden “postoperatif hassasiyet ve diş vitalitesi” başlangıç değerlendirmelerinde %30 oranında 2 (sınırlı bir süre için az hassasiyet, normal vitalite), 6. ayda %10 oranında 2 skoru gözlenirken 1.yılda 1 (hassasiyet yok, normal vitalite) olacak şekilde değişmiştir. Başlangıç ile 1. yıl arasında fark vardır; 6. ay değerleri ise diğerlerinden farklılık göstermemektedir, hassasiyet verilerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,009$). “Periodontal cevap” başlangıç skorlarının ise %15’i 2 (az plak, enflamasyon yok (gingivitis), cep gelişimi yok) iken diğer zamanların tamamında tüm skorlar 1 (plak, enflamasyon ve cep gelişimi yok) olacak şekilde değişmiştir ($p=0,050$). “Periodontal cevap”, “çürük tekrarı/erozyon/abfraksiyon”, “diş bütünlüğü” ve “komşu mukoza” ve “oral ve genel sağlık durumu” değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 6.3. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı yüzdesel dağılımı.

		Çift tabakalı (n=20)		Monolitik (n=20)	p
ESTETİK KRİTERLER					
Yüzey Parlaklığı	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)	---
Yüzeyel ve Marjinal Renklenme	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)	---
Renk Uyumu ve Translüsensi	Başl.	1	19 (%95)	10 (%50)	0,005
		2	1 (%5)	10 (%50)	
	6. ay	1	18 (%90)	10 (%50)	0,016
		2	2 (%10)	10 (%50)	
	1. yıl	1	19 (%95)	10 (%50)	0,005
		2	1 (%5)	10 (%50)	

Tablo 6.3. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı yüzdesel dağılımı (devamı).

Estetik ve Anatmik Form	Başl.	1	13 (%65)	20 (%100)	0,008
		2	7 (%35)		
	6. ay	1	14 (%70)	20 (%100)	0,020
		2	6 (%30)		
	1. yıl	1	14 (%70)	20 (%100)	0,020
		2	6 (%30)		
FONKSİYONEL KRİTERLER					
Retansiyon ve Materyal Kırığı	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)
Marjinal Adaptasyon	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)
Okluzal Kontur ve Yıpranma	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)
Aproksimal Anatmik Form	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)
Radyografik Değerlendirme	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)
Hasta Memnuniyeti	Başl.	1	17 (%85)	19 (%95)	0,605
		2	3 (%15)	1 (%5)	
	6. ay	1	17 (%85)	19 (%95)	0,605
		2	3 (%15)	1 (%5)	
	1. yıl	1	17 (%85)	20 (%100)	0,231
		2	3 (%15)		
BİYOLOJİK KRİTERLER					
Postoperatif Hassasiyet ve Vitalite	Başl.	1	15 (%75)	14 (%70)	1,000
		2	5 (%25)	6 (%30)	
	6. ay	1	16 (%80)	18 (%90)	0,661
		2	4 (%20)	2 (%10)	
	1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		2			
Çürük tekrarı/ Erozyon/Abfraksiyon	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)
Diş Bütünlüğü	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)

Tablo 6.3. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlere göre FDI skorlarının zamana bağlı yüzdesel dağılımı (devamı).

Periodontal Cevap	Başl.	1	18 (%90)	17 (%85)	1,000
		2	2 (%10)	3 (%15)	
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		2			
	1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)	---
		2			
Komşu Mukoza	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)	---
Oral ve Genel Sağlık Durumu	Başl.	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	6. ay	1	20 (%100)	20 (%100)	---
	1. yıl	1	20 (%100)	20 (%100)	---

Çalışmamızdaki estetik kriterler incelemelerinde “yüzey parlaklığı”, “yüzeyel ve marjinal renklenme değerlendirme” skorları çift tabakalı ve monolitik restorasyonlar için istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). “Renk uyumu ve translusensi” skorları başlangıç değerleri restorasyon tipine göre farklılık göstermektedir ve monolitik restorasyonlarda değerler daha yüksektir ($p=0,005$). Altıncı ay ve 1. yıl değerleri gruplara göre farklılık göstermektedir ve monolitik restorasyonlarda değerler daha yüksektir (p değerleri sırasıyla 0,016 ve 0,005). “Estetik ve anatomik form” değerleri her bir zaman diliminde restorasyon tipine göre farklılık göstermektedir ve monolitik restorasyonlarda değerler daha düşük elde edilmiştir ($p<0,05$).

Fonksiyonel kriterler ve biyolojik kriterler incelemelerinde her bir zaman diliminde restorasyon tipine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 6.4. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların fonksiyonel, estetik ve biyolojik kriterlere göre kabul edilebilir FDI skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı.

	Başlangıç		6.ay		1.yıl	
	Çift Tab %	Monolitik %	Çift Tab %	Monolitik %	Çift Tab %	Monolitik %
Estetik Kriterler						
Kabul edilebilir	100	100	100	100	100	100
Kabul edilemez	-	-	-	-	-	-
Fonksiyonel Kriterler						
Kabul edilebilir	100	100	100	100	100	100
Kabul edilemez	-	-	-	-	-	-
Biyolojik Kriterler						
Kabul edilebilir	100	100	100	100	100	100
Kabul edilemez	-	-	-	-	-	-
Genel Değerlendirme						
Kabul edilebilir	100	100	100	100	100	100
Kabul edilemez	-	-	-	-	-	-

FDI kriterlerine göre klinik değerlendirme 5 farklı skorla yapılabilmektedir. Toplamda bu skorlardan; 1 (bir) klinik olarak mükemmel tüm standartları taşıyan restorasyonları, 2 (iki) klinik olarak iyi ancak tamamen ideal olmayan restorasyonları, 3 (üç) klinik olarak yeterli ancak bazı kabul edilebilir eksiklikleri bulunan restorasyonları, 4 (dört) klinik olarak kabul edilemeyecek ancak tamir edilebilir restorasyonları ve 5 (beş) klinik olarak başarısız ve derhal değiştirilmesi gereken restorasyonları ifade etmektedir. Bu 2 skorlu değerlendirmede de kabul edilebilir ve kabul edilemez olmak üzere 2 skor bulunmaktadır. Çalışmamızda yapılan değerlendirmeler sonucunda estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriterlerden herhangi bir zamanda klinik olarak kabul edilemeyecek bir skora rastlanılmadı. 1 yıllık klinik takip sonucunda hiçbir restorasyonda yenileme veya tamir ihtiyacına rastlanılmamıştır.

6.1.2. Plak indeksi, gingival indeks ve sondalanabilir cep derinliği değerlendirmeleri

Restore edilen dişlerin başlangıç, 6. ay ve 1. yıl klinik değerlendirmeleri sonucu elde edilen plak indeksi skorları Tablo 6.5, 6.6'da bu sonuçların yüzdelerle değerlendirilmeleri ise Tablo 6.7'de gösterilmiştir. Gingival indeks skorları ise Tablo 6.8, 6.9'da bu sonuçların yüzdelerle değerlendirilmeleri Tablo 6.10'da verilmiştir. Sondalanabilir cep derinliği skorları Tablo 6.11, 6.12'de bu sonuçların yüzdelerle değerlendirilmeleri ise Tablo 6.13'de gösterilmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri Friedman ve Wilcoxon testleri kullanılarak yapılmıştır.

Tablo 6.5. Çift tabakalı restorasyonların plak indeksi skorları ve zamana göre değişimi.

		Başlangıç	6.ay	1.yıl	p
PREMOLAR	0	12 (%60)	14 (%70)	13 (%65)	0,607
	1	8 (%40)	6 (%30)	7 (%35)	
MOLAR		a	b	b	0,003
	0	2 (%10)	8 (%40)	9 (%45)	
	1	17 (%85)	12 (%60)	11 (%55)	
KONTROL	2	1 (%5)			0,223
	0	14 (%70)	15 (%75)	16 (%80)	
	1	6 (%30)	5 (%25)	4 (%20)	

a-c: Her bir ölçüm değeri için aynı harfe sahip zamanlar arasında fark yoktur.

Çift tabakalı restorasyonların plak indeksi değerlerinde premolar dişler için zaman içerisinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmedi ($p=0,607$). Premolar diş için plak indeksi skorlarının başlangıçta %60'ı, 6.ayda %70'i ve 1. yılda da %65'i 0 olarak elde edilmiştir. Molar dişlerde ise çift tabakalı restorasyonların zamansal değişimi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,003$). Altıncı ay ile 1. yıl arasında fark yoktur ve başlangıç değerleri bu iki zaman diliminden farklılık göstermektedir. Başlangıçta elde edilen verilerde 1 skoru ağırlıklı iken 6.ay ve 1.yılda 0 skorlarında artışlar görüldü. Kontrol dişlerinde ise zamansal farklılık gözlenmedi ($p=0,223$).

Tablo 6.6. Monolitik restorasyonların plak indeksi skorları ve zamana göre değişimi.

		Başlangıç	6.ay	1.yıl	p
PREMOLAR	0	11 (%55)	13 (%65)	13 (%65)	0,368
	1	9 (%35)	7 (%35)	7 (%35)	
MOLAR		a	b	b	0,001
	0	3 (%15)	8 (%40)	10 (%50)	
	1	15 (%75)	12 (%60)	10 (%50)	
	2	2 (%10)			
KONTROL		a	a	b	0,030
	0	12 (%60)	13 (%65)	17 (%85)	
	1	8 (%40)	7 (%35)	3 (%15)	

a-c: Her bir ölçüm değeri için aynı harfe sahip zamanlar arasında fark yoktur.

Monolitik restorasyonların plak indeksi değerlerinde premolar dişler için zaman içerisinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmedi ($p=0,368$). Molar dişlerde ise zamansal değişim istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,001$). 6.ay ile 1. yıl arasında fark yoktur ve başlangıç değerleri bu iki zaman diliminden farklılık göstermektedir. Başlangıçta %15'i 0 iken %75'i 1 ve %10'u 2 olarak elde edilmiştir. 6.ayda %40'ı 0 ve %60'ı 1 olarak elde edilmiştir. 1. yılda ise %50'si 0 ve %50'si 1 olarak elde edilmiştir. Kontrol dişlerinde zamansal değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,030$). Başlangıç ile 1. yıl değerleri farklılık göstermektedir. Başlangıçta %60'ı 0, 6.ayda %65'i 0 ve 1. yılda da %85'i 0 olarak elde edilmiştir.

Tablo 6.7. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların plak indeksi skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı.

		Çift Tab. %	Monolitik %	p
PREMOLAR				
Başlangıç	0	12 (%60)	11 (%55)	1,000
	1	8 (%40)	9 (%35)	
6. ay	0	14 (%70)	13 (%65)	1,000
	1	6 (%30)	7 (%35)	
1. yıl	0	13 (%65)	13 (%65)	1,000
	1	7 (%35)	7 (%35)	
MOLAR				
Başlangıç	0	2 (%10)	3 (%15)	0,720
	1	17 (%85)	15 (%75)	
	2	1 (%5)	2 (%10)	
6. ay	0	8 (%40)	8 (%40)	---
	1	12 (%60)	12 (%60)	

Tablo 6.7. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların plak indeksi skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı (devamı).

1. yıl	0	9 (%45)	10 (%50)	1,000
	1	11 (%55)	10 (%50)	
KONTROL				
Başlangıç	0	14 (%70)	12 (%60)	0,740
	1	6 (%30)	8 (%40)	
6. ay	0	15 (%75)	13 (%65)	0,730
	1	5 (%25)	7 (%35)	
1. yıl	0	16 (%80)	17 (%85)	1,000
	1	4 (%20)	3 (%15)	

Plak indeksi skorları, premolar, molar ve kontrol dişleri kendi içlerinde her bir zaman dilimindeki değer dağılımları restorasyonlara göre farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

Tablo 6.8. Çift tabakalı restorasyonların gingival indeks skorları ve zamana göre değişimi.

		Başlangıç	6.ay	1.yıl	p
PREMOLAR	0	15 (%75)	17 (%85)	19 (%95)	0,050
	1	5 (%25)	3 (%15)	1 (%5)	
MOLAR		a	b	b	0,009
	0	11 (%55)	15 (%75)	17 (%85)	
	1	9 (%45)	5 (%25)	3 (%15)	
KONTROL	0	16 (%80)	19 (%95)	20 (%100)	0,050
	1	4 (%20)	1 (%5)		

a-c: Her bir ölçüm değeri için aynı harfe sahip zamanlar arasında fark yoktur.

Çift tabakalı restorasyonların gingival indeks değerlerinde premolar dişler için zaman içerisinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmedi ($p=0,050$). Premolar diş için plak indeksi skorlarının başlangıçta %75'i, 6.ayda %85'i ve 1. yılda da %95'i 0 olarak elde edilmiştir. Molar dişlerde ise çift tabakalı restorasyonların zamansal değişimi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,009$). Başlangıç ile 1. yıl arasında fark vardır ve diğer zamanlar istatistiksel olarak farklılık göstermemektedir. Kontrol dişleri ise zamansal olarak grup içi farklılık göstermemektedir ($p=0,050$).

Tablo 6.9. Monolitik restorasyonların gingival indeks skorları ve zamana göre değişimi.

		Başlangıç	6.ay	1.yıl	p
PREMOLAR	0	15 (%75)	16 (%80)	19 (%95)	0,052
	1	5 (%25)	4 (%20)	1 (%5)	
MOLAR	0	13 (%65)	15 (%75)	17 (%85)	0,050
	1	7 (%35)	5 (%25)	3 (%15)	
KONTROL	0	16 (%80)	19 (%95)	20 (%100)	0,050
	1	4 (%20)	1 (%5)		

Monolitik restorasyonların gingival indeks değerlerinde premolar ve molar dişler için zaman içerisinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmedi (p değerleri sırasıyla 0,052, 0,050). Kontrol dişlerinde zamansal değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,050). Başlangıçta %80'i 0, 6.ayda %95'i 0 ve 1. yılda da %100'ü 0 olarak elde edilmiştir.

Tablo 6.10. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların gingival indeks skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı.

		Çift Tab. %	Monolitik %	p
PREMOLAR				
Başlangıç	0	15 (%75)	15 (%75)	---
	1	5 (%25)	5 (%25)	
6. ay	0	17 (%85)	16 (%80)	1,000
	1	3 (%15)	4 (%20)	
1. yıl	0	19 (%95)	19 (%95)	---
	1	1 (%5)	1 (%5)	
MOLAR				
Başlangıç	0	11 (%55)	13 (%65)	0,747
	1	9 (%45)	7 (%35)	
6. ay	0	15 (%75)	15 (%75)	---
	1	5 (%25)	5 (%25)	
1. yıl	0	17 (%85)	17 (%85)	---
	1	3 (%15)	3 (%15)	
KONTROL				
Başlangıç	0	16 (%80)	16 (%80)	---
	1	4 (%20)	4 (%20)	
6. ay	0	19 (%95)	19 (%95)	---
	1	1 (%5)	1 (%5)	
1. yıl	0	20 (%100)	20 (%100)	---
	1			

Gingival indeks skorları, premolar, molar ve kontrol dişleri kendi içlerinde her bir zaman dilimindeki değer dağılımları restorasyonlara göre farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

Tablo 6.11. Çift tabakalı restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorları ve zamana göre değişimi.

		Başlangıç	6.ay	1.yıl	p
PREMOLAR	1	7 (%35)	11 (%55)	10 (%65)	0,050
	2	9 (%45)	6 (%30)	7 (%35)	
	3	4 (%20)	3 (%15)	3 (%15)	
		a	a	b	
MOLAR	1	6 (%30)	7 (%35)	10 (%65)	0,001
	2	5 (%25)	9 (%45)	6 (%30)	
	3	6 (%30)	1 (%5)	4 (%20)	
	4	3 (%15)	3 (%15)		
		a	a	b	
KONTROL	1	10 (%65)	10 (%65)	13 (%65)	0,002
	2	7 (%35)	7 (%35)	7 (%35)	
	3	3 (%15)	3 (%15)		

a-c: Her bir ölçüm değeri için aynı harfe sahip zamanlar arasında fark yoktur.

Çift tabakalı restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorlarında premolar dişler için zaman içerisinde istatistiksel olarak anlamlı değişimler gözlenmedi ($p=0,050$). Molar dişler için tüm kontrol seansları arasında istatistiksel fark vardır ($p=0,001$). Başlangıç değerlendirmelerinde 1, 2, 3, 4 skorları mevcutken zaman ilerledikçe 4 skoru bitmiş 3 azalmış 1 ve 2 skorlarında ise artış gözlenmiştir. Kontrol dişlerinde ise 1. yıl değerleri hem 6. ay hem de başlangıç değerlerinden daha düşük elde edilmiştir ($p=0,002$). Başlangıç ile 6. ay arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Tablo 6.12. Monolitik restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorları ve zamana göre değişimi.

		Başlangıç	6.ay	1.yıl	p
		a	a	b	
PREMOLAR	1	7 (%35)	10 (%50)	11 (%70)	0,012
	2	9 (%45)	8 (%40)	7 (%35)	
	3	4 (%20)	2 (%110)	2 (%10)	

Tablo 6.12. Monolitik restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorları ve zamana göre değişimi (devamı).

		a	a	b	
MOLAR	1	6 (%30)	6 (%30)	9 (%45)	0,001
	2	6 (%30)	10 (%65)	7 (%35)	
	3	6 (%30)	2 (%10)	4 (%20)	
	4	2 (%10)	2 (%10)		
KONTROL	1	12 (%60)	12 (%60)	13 (%65)	0,050
	2	6 (%30)	6 (%30)	7 (%35)	
	3	2 (%10)	2 (%10)		

a-c: Her bir ölçüm değeri için aynı harfe sahip zamanlar arasında fark yoktur.

Monolitik restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorlarında premolar dişler için başlangıç ile 1. yıl değerleri birbirinden farklılık göstermektedir, diğer zamanlar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p=0,012$). Başlangıç değerleri 1. yıl değerlerine göre daha yüksek kategorilerde toplanmıştır. Molar dişlerdeki zamansal değişim ise başlangıç ile 1. yıl değerleri birbirinden farklılık göstermektedir, diğer zamanlar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p=0,001$). Zaman ilerledikçe daha düşük cep derinliği kategorilerinde birikmeler söz konusudur. Kontrol dişlerinde ise zamanlar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p=0,050$)

Tablo 6.13. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı.

		Çift Tab. %	Monolitik %	p
PREMOLAR				
Başlangıç	1	7 (%35)	7 (%35)	---
	2	9 (%45)	9 (%45)	
	3	4 (%20)	4 (%20)	
6. ay	1	11 (%55)	10 (%50)	0,766
	2	6 (%30)	8 (%40)	
	3	3 (%15)	2 (%110)	
1. yıl	1	10 (%50)	11 (%55)	0,884
	2	7 (%35)	7 (%35)	
	3	3 (%15)	2 (%10)	
MOLAR				
Başlangıç	1	6 (%30)	6 (%30)	0,962
	2	5 (%25)	6 (%30)	
	3	6 (%30)	6 (%30)	
	4	3 (%15)	2 (%10)	

Tablo 6.13. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların sondalanabilir cep derinliği skorlarının yüzdesel olarak zamana göre dağılımı (devamı).

6. ay	1	7 (%35)	6 (%30)	0,882
	2	9 (%45)	10 (%50)	
	3	1 (%5)	2 (%10)	
	4	3 (%15)	2 (%10)	
1. yıl	1	10 (%50)	9 (%45)	0,937
	2	6 (%30)	7 (%35)	
	3	4 (%20)	4 (%20)	
KONTROL				
Başlangıç	1	10 (%50)	12 (%60)	0,795
	2	7 (%35)	6 (%30)	
	3	3 (%15)	2 (%10)	
6. ay	1	10 (%50)	12 (%60)	0,795
	2	7 (%35)	6 (%30)	
	3	3 (%15)	2 (%10)	
1. yıl	1	13 (%65)	13 (%65)	---
	2	7 (%35)	7 (%35)	

Sondalanabilir cep derinliği skorları, premolar, molar ve kontrol dişleri kendi içlerinde her bir zaman dilimindeki değer dağılımları restorasyonlara göre farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

6.1.3. Hasta değerlendirme skorlarının incelenmesi

Çalışmamıza dahil olan 20 hastadan her 2 restorasyonu da ayrı ayrı olacak şekilde renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği bakımından değerlendirmeleri istenmiş ve bu skorların yüzde değerleri ve zamana bağlı değişimi Tablo 6.14 ve 6.15'te verilmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri Friedman ve Wilcoxon testleri kullanılarak yapıldı. Hasta değerlendirme kriterlerinin her bir zaman diliminin gruplara göre karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına "Ki-Kare" testi ile bakılmıştır (Tablo 6.16). Hastalar 3 adet değerlendirme kriterlerini "çok iyi, iyi, yeterli, kötü" olacak şekilde skorlamışlardır. Ayrıca hastalardan 1-10 arasında notlama yapmaları istenmiştir. Bu skorların yüzde değerleri Tablo 6.17'de ve Şekil 6.1'de, değerlendirilmesi Tablo 6.18'de yer almaktadır.

Tablo 6.14. Çift tabakalı restorasyonların hasta memnuniyeti değerlendirmesi sonucunda elde edilen skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi.

	Başlangıç (n=20)	6.ay (n=20)	1.yıl (n=20)	p
Renk				
1	18 (%90)	18 (%90)	18 (%90)	1,00
2	2 (%10)	2 (%10)	2 (%10)	
Yüzey Pürüzlülüğü				
1	17 (%85)	17 (%85)	18 (%90)	0,368
2	3 (%15)	3 (%15)	2 (%10)	
Çiğneme Etkinliği				
1	9 (%45)	12 (%60)	18 (%90)	0,368
2	8 (%40)	6 (%30)	1 (%5)	
3	3 (%15)	2 (%10)	1 (%5)	

Tablo 6.15. Monolitik restorasyonların hasta memnuniyeti değerlendirilmesi sonucunda elde edilen skorlarının zamana bağlı değerlendirilmesi.

	Başlangıç (n=20)	6.ay (n=20)	1.yıl (n=20)	p
Renk				
1	10 (%50)	10 (%50)	10 (%50)	1,00
2	10 (%50)	10 (%50)	10 (%50)	
Yüzey Pürüzlülüğü				
1	16 (%80)	17 (%85)	18 (%90)	0,223
2	4 (%20)	3 (%15)	2 (%10)	
Çiğneme Etkinliği				
1	17 (%85)	18 (%90)	20 (%100)	0,223
2	3 (%15)	2 (%10)		

Hasta değerlendirme kriterlerinden renk kriteri hem çift tabakalı hem de monolitik restorasyonlar için tüm kontrol seanslarında aynı skor ile notlandırılmıştır. Çiğneme etkinliği kriterindeki "1-çok iyi" skoru ise çift tabakalı restorasyonlar için %45'den %90'a yükselmiş; monolitik restorasyonlar için %85'den %100'e yükselmiştir. Ancak her iki restorasyon tipi için de başlangıç ve 6. ay arasındaki tüm değerlerde anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 6.16. Çift tabakalı ve monolitik restorasyonların hasta memnuniyeti değerlendirmesi sonucunda elde edilen skorlarının zamana bağlı yüzdesel dağılımı.

		Çift tabakalı (n=20)		Monolitik (n=20)		p
Renk	Başl.	1	18 (%90)	10 (%50)	0,016	
		2	2 (%10)	10 (%50)		
	6. ay	1	18 (%90)	10 (%50)		
		2	2 (%10)	10 (%50)		
	1. yıl	1	18 (%90)	10 (%50)		
		2	2 (%10)	10 (%50)		
Yüzey Pürüzlülüğü	Başl.	1	17 (%85)	16 (%80)	0,161	
		2	13 (%15)	4 (%20)		
	6. ay	1	17 (%85)	17 (%85)		---
		2	13 (%15)	13 (%15)		
	1. yıl	1	18 (%90)	18 (%90)		---
		2	2 (%10)	2 (%10)		
Çiğneme Etkinliği	Başl.	1	9 (%45)	17 (%85)	0,021	
		2	8 (%40)	3 (%15)		
		3	3 (%15)			
	6. ay	1	12 (%60)	18 (%90)	0,074	
		2	6 (%30)	2 (%10)		
		3	2 (%10)			
	1. yıl	1	18 (%90)	20 (%100)	0,349	
		2	1 (%5)			
		3	1 (%5)			

Renk için başlangıç, 6. ay ve 1. yıl dağılımları restorasyon tipine göre farklılık göstermektedir. Her kontrol seansı için monolitik grubuna verilen hasta notları daha yüksek değerler olmuştur (p=0,016). Yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği dağılımları ise farklılık göstermemektedir (p>0,05).

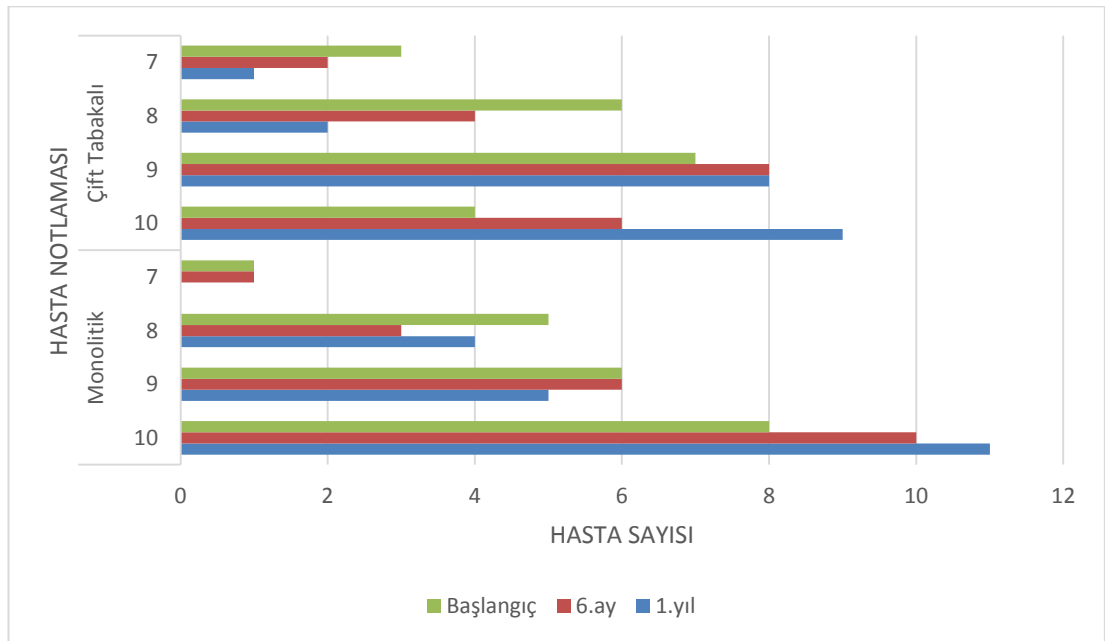
Tablo 6.17. Hasta notlaması ile elde edilen skorların yüzde değerleri.

Hasta Değerlendirmesi	Çift Tabakalı			Monolitik		
	Başlangıç (n=20)	6. ay (n=20)	1. yıl (n=20)	Başlangıç (n=20)	6. ay (n=20)	1. yıl (n=20)
10	%20	%30	%45	%40	%50	%55
9	%35	%40	%40	%30	%30	%25
8	%30	%20	%10	%25	%15	%20
7	%15	%10	%5	%5	%5	-

Tablo 6.17. Hasta notlaması ile elde edilen skorların yüzde değerleri (devamı).

6	-	-	-	-	-	-
5	-	-	-	-	-	-
4	-	-	-	-	-	-
3	-	-	-	-	-	-
2	-	-	-	-	-	-
1	-	-	-	-	-	-

Hasta değerlendirmesi skorlarında “1” değeri “en kötü”, “10” değeri “en iyi” olarak belirlenmiştir. Hastalar tarafından 1-6 aralığında verilmiş skor gözlenmemiştir. Çift tabakalı restorasyonlarda “10” değeri başlangıçta %20 iken, 6. ayda %30'a, 1. yılda ise %45; monolitik restorasyonlarda “10” değeri başlangıçta %40 iken 6. ayda %50'ye, 1. yılda ise %55'e yükselmiştir. Çift tabakalı restorasyonlarda “7” değeri başlangıçta %15 iken, 6. ayda %10'a, 1. yılda ise %5'e düşmüştür. Monolitik restorasyonlarda ise “7” değeri başlangıçta ve 6. ayda %5 iken, 1. yılda “7” den yukarı notlama yapılmıştır. Bu notlamalara bakılarak hastaların protezleri kullanmasıyla birlikte zaman bağlı memnuniyetlerinin arttığı gözlenmektedir.



Şekil 6.1. Hasta notlaması ile elde edilen skorların yüzde değerleri grafiği.

Tablo 6.18. Hasta notlaması ile elde edilen skorların değerlendirilmesi.

	Çift Tabakalı*	Monolitik*	p
Başlangıç (n=20)	9 (7-10) / 1,80	9 (7-10) / 1,55	0,154
6. ay (n=20)	9,5 (7-10) / 2,02	9 (7-10) / 1,98	0,217
1. yıl (n=20)	10 (8-10) / 2,18	9 (7-10) / 2,48	0,690
p	0,050	<0,001	

* Ortanca (min-max) /sıra ortalaması

Monolitik restorasyonların değerlendirmeleri zamansal olarak farklılık göstermektedir ($p<0,001$). Tüm kontrol seanslarında değerlendirme ortanca değerleri 9 olarak elde edilmiştir fakat sıra ortalama puanları incelendiğinde 1. yılda elde edilen değerlendirme puanlarının başlangıca göre daha yüksek skorlarda olduğu gözlemlenmiştir. 6.ay dağılımları hem başlangıç hem de 1. yıldan farklı değildir. Kullanım süresinin artmasıyla hasta memnuniyetinin de attığı gözlenmiştir.

Çift tabakalı restorasyonların değerlendirmeleri zamansal olarak farklılık göstermemiştir ($p=0,050$).

Başlangıç, 6.ay ve 1. yıl değerlendirmeleri çift tabakalı ya da monolitik restorasyon olmasına göre farklılık göstermemiştir (p değerleri sırasıyla 0,154, 0,217 ve 0,690).

6.2. Marjinal ve İnternal Adaptasyon Verilerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Çift tabakalı ve monolitik zirkonya restorasyonlardan simantasyon öncesi elde ettiğimiz silikon replikalarından yapılan ölçümler ile adaptasyon değerleri elde edilmiştir. Farklı ölçüm noktalarından (marjinal, internal marjinal, aksiyal, okluzal) elde edilen adaptasyon değerlerinin maksimum ve minimum değerleri ve ortalaması Tablo 6.19'da gösterilmiştir. Marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin ortalaması ve standart sapma değerleri Tablo 6.20'de; grafiği ise Şekil 6.2'de gösterilmiştir.

Elde edilen değerlerin 3 yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi ise Tablo 6.21’de verilmiştir. Verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında bağımsız örnekler t testi kullanıldı. Grup içi karşılaştırmalarda ise tekrarlı ölçümler varyans analizi kullanıldı.

Tablo 6.19. Tüm gruplar için elde edilen adaptasyon değerlerinin maksimum/minimum değerleri ve ortalaması.

		Çift Tabakalı (n=20)			Monolitik (n=20)		
		Min.	Max.	Ort.	Min.	Max.	Ort.
Premolar	Marjinal	44,84 µm	96,78 µm	81,45 µm	35,77 µm	87,26 µm	67,46 µm
	İnternal marjinal	59,51 µm	149,2 µm	93,75 µm	50,04 µm	112,02µm	82,00 µm
	Aksiyal	55,75 µm	112,21 µm	88,05 µm	42,68 µm	89,33 µm	73,55 µm
	Okluzal	104,78µm	178,58 µm	124,57 µm	96,62 µm	150,28µm	115,28 µm
Molar	Marjinal	54,64 µm	99,36 µm	73,29 µm	44,87 µm	82,4 µm	64,75 µm
	İnternal marjinal	75,68 µm	151,87 µm	103,32 µm	60,82 µm	114,92µm	84,90 µm
	Aksiyal	63,26 µm	120,53 µm	84,71 µm	55,18 µm	97,84 µm	70,34 µm
	Okluzal	108,3 µm	195,83 µm	139,50 µm	103,95µm	166,71µm	124,38 µm

Marjinal ve internal adaptasyon değerleri için en düşük ortalama değer monolitik zirkonya restorasyonun marjinal ölçüm noktasında ($66,10 \pm 14,80 \mu\text{m}$); en yüksek ortalama değer ise çift tabakalı restorasyonun okluzal ölçüm noktasında elde edilmiştir ($132,03 \pm 20,45 \mu\text{m}$).

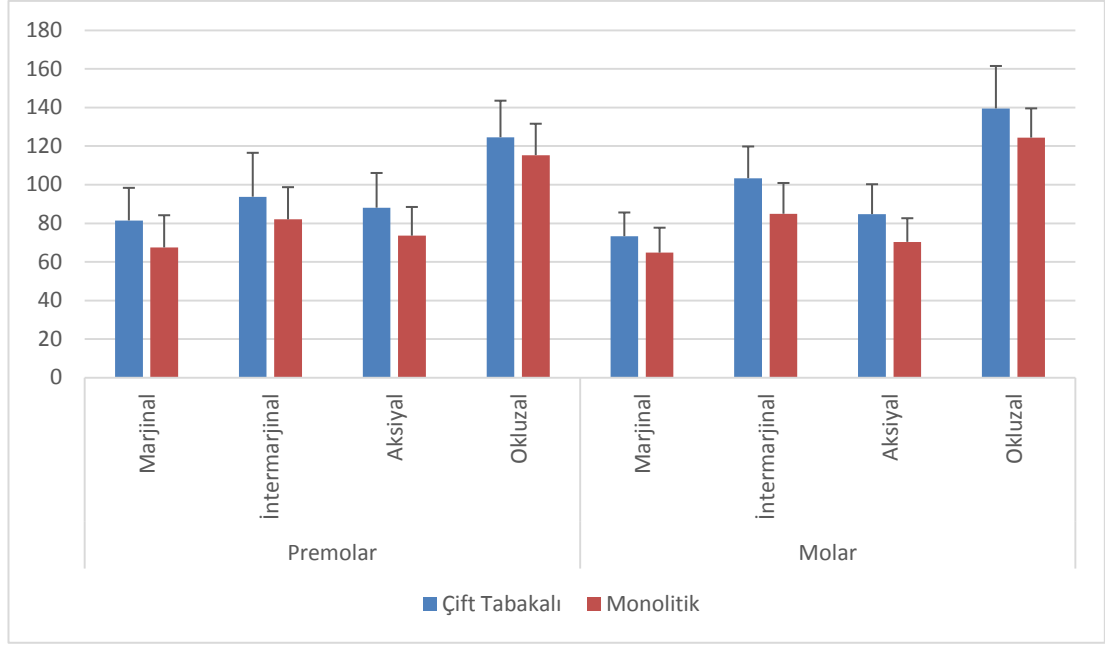
Tablo 6.20. Marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin ortalaması ve standart sapma değerleri.

		Çift Tabakalı (n=20)	Monolitik (n=20)	p
Premolar	Marjinal	81,45 ±16,88 µm	67,46 ±16,68 µm	0,012
	İnternal marjinal	93,75 ±22,73 µm	82,00 ±16,68 µm	0,070
	Aksiyal	88,05 ±17,99 µm	73,55 ±14,88 µm	0,008
	Okluzal	124,57 ±18,93 µm	115,28 ±16,27 µm	0,104
Molar	Marjinal	73,29 ±12,27 µm	64,75 ±12,93 µm	0,039
	İnternal marjinal	103,32 ±16,45 µm	84,90 ±15,95 µm	0,001
	Aksiyal	84,71 ±15,49 µm	70,34 ±12,25 µm	0,002
	Okluzal	139,50 ±21,98 µm	124,38 ±15,14 µm	0,016

* Ortalama± s.sapma.

Premolar dişler için çift tabakalı restorasyonların marjinal bölgesinde ortalama değer $81,45 \pm 16,88 \mu\text{m}$ iken monolitik restorasyonlarda $67,46 \pm 16,68 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir. Marjinal bölgesinin ortalama değerleri restorasyona göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0,012$). İnternal marjinal bölgesinde ortalama değerler çift tabakalı restorasyonlarda $93,75 \pm 22,73 \mu\text{m}$ iken monolitik restorasyonlarda $82,00 \pm 16,68 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve değerler anlamlı farklılık göstermemektedir ($p=0,07$). Aksiyal bölgesinin ortalama değerleri çift tabakalı restorasyonlarda $88,05 \pm 17,99 \mu\text{m}$ iken monolitik restorasyonlarda ortalama değer $73,55 \pm 14,88 \mu\text{m}$ olup gruplara göre farklılık göstermektedir ($p=0,008$). Okluzal bölgesinde ortalama değerler çift tabakalı restorasyonlarda $124,57 \pm 18,93 \mu\text{m}$ iken monolitik restorasyonlarda $115,28 \pm 16,27 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve değerler anlamlı farklılık göstermemektedir ($p=0,104$).

Molar dişler için çift tabakalı restorasyonların marjinal bölgesinde ortalama değerler $73,29 \pm 12,27 \mu\text{m}$ iken monolitik restorasyonlarda $64,75 \pm 12,93 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir. Marjinal bölgesinin ortalama değerleri restorasyona göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0,039$). İnternal marjinal bölgesinde ortalama değerler çift tabakalı restorasyonlarda $103,32 \pm 16,45 \mu\text{m}$ iken monolitik restorasyonlarda $84,90 \pm 15,95 \mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir ve değerlerde gruplar arası anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,001$). Aksiyal bölgesinin ortalama değerleri çift tabakalı restorasyonlarda $84,71 \pm 15,49 \mu\text{m}$ iken monolitik restorasyonlarda ortalama değer $70,34 \pm 12,25 \mu\text{m}$ olup gruplara göre farklılık göstermektedir ($p=0,002$). Okluzal bölgesinde ortalama değerler çift tabakalı restorasyonlarda $139,50 \pm 21,98 \mu\text{m}$ iken monolitik restorasyonlarda $124,38 \pm 15,14 \mu\text{m}$ olarak elde edilerek ortalama değerleri restorasyona göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ($p=0,016$).



Şekil 6.2. Marjinal ve internal adaptasyon değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

Tablo 6.21. Marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin 3 yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi.

Source	Kareler toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Restorasyon materyali	14038,773	1	14038,773	50,239	0,000
Premolar/Molar	456,466	1	456,466	1,634	0,202
Ölçüm bölgeleri	138222,719	3	46074,240	164,882	0,000
Rest materyali x Premolar/molar	60,057	1	60,057	0,215	0,643
Rest mater x Ölçüm böl	196,191	3	65,397	0,234	0,873
Premolar/Molar x Bölge	4013,988	3	1337,996	4,788	0,003
Rest mater x Diş x Bölge	481,051	3	160,350	0,574	0,633

Monolitik zirkonya restorasyonlarda marjinal ve internal adaptasyon değerleri ortalama 85,3 µm; zirkonyum destekli restorasyonlarda 98,6 µm bulunarak marjinal ve internal adaptasyon açısından restorasyon materyalinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p < 0,001$). Monolitik zirkonya restorasyonların uyumu daha başarılı

bulunmuştur. Premolar ve molar dişlerin restore edilmesi aynı restorasyon materyali için marjinal ve internal uyum açısından anlamlı bir etkiye sahip değildir (p = 0,202).

Marjinal ve internal adaptasyonun değerlendirildiği ölçüm noktalarının ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p <0.001). En yüksek ortalama değer okluzal bölgede 125,9 µm; en düşük ortalama değer marjinal bölgede 71,7 µm ölçüldü. Rest materyali x Premolar/molar, Rest materyali x Ölçüm bölgeleri ve Rest materyali x Premolar/molar x Ölçüm bölgelerinin birbirleriyle olan etkileşimleri marjinal ve internal adaptasyon için istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir (p değerleri sırasıyla 0,643, 0,873 ve 0,633). Premolar/molar x Ölçüm bölgeleri etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahiptir (p=0,003). Premolar ve molar dişler için okluzal ölçüm bölgelerindeki adaptasyon değerlerinin ortalama değerleri arasında fark yoktur ancak her iki restorasyon içinde en yüksek ortalama değerler okluzal bölgededir.

6.3. Restorasyonların ve Karşıt Dentisyonun Aşınma Verilerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Restorasyonlarda ve karşıt dentisyonda meydana gelen hacimsel değişim ile meydana gelen aşınma miktarları mm³ cinsinden belirlendi. Elde edilen değerlerin ortalaması ve standart sapma değerleri Tablo 6.22’de, grafiği ise Şekil 6.3’de gösterilmiştir. Sonuçlar “Bağımsız örnekler t testi” ile değerlendirilmiştir.

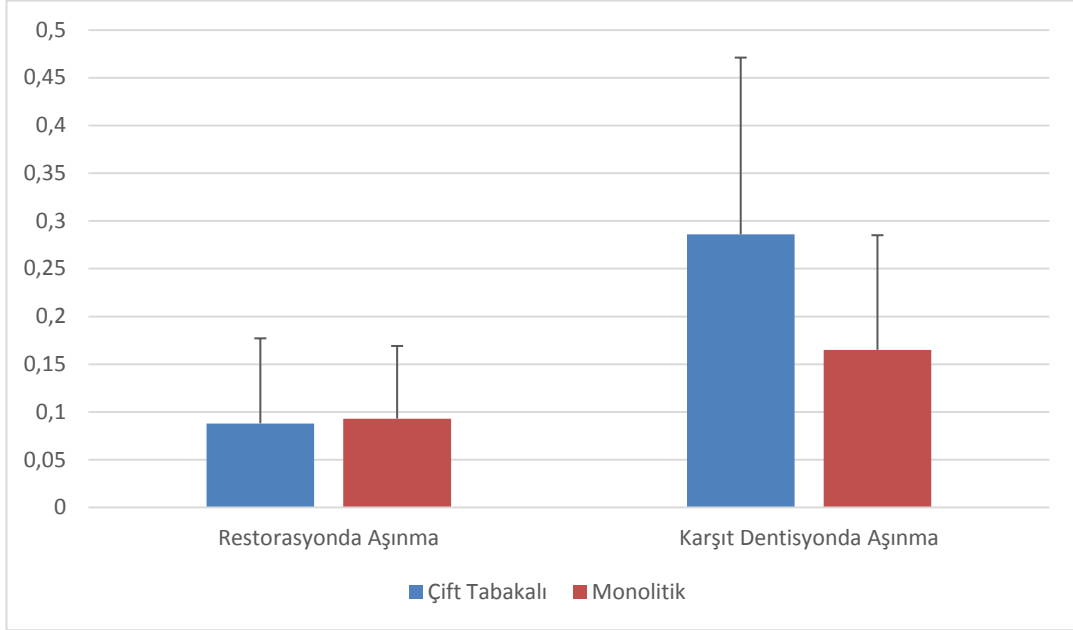
Tablo 6.22. Restorasyonların ve karşıt dentisyonun aşınma değerlerinin ortalaması ve standart sapma değerleri.

	Çift Tabakalı (n=20)	Monolitik (n=20)	p
Restorasyonda Aşınma	0,088 ±0,089 mm ³	0,093 ± 0,076 mm ³	0,838
Karşıt Dentisyonda Aşınma	0,286 ±0,185 mm ³	0,165 ± 0,120 mm ³	0,019

* Ortalama± s.sapma.

Restorasyonlarda oluşan ortalama aşınma miktarı çift tabakalı restorasyonlarda 0,088 ±0,089 mm³ iken monolitik restorasyonlarda 0,093 ±0,076 mm³ olarak elde edilmiştir. Restorasyonlarda oluşan aşınma miktarları restorasyon tipine göre farklılık göstermemiştir (p=0,838). Karşıt dentisyonunda oluşan ortalama

aşınma değerleri ise çift tabakalı restorasyonlarda $0,286 \pm 0,185 \text{ mm}^3$ iken monolitik restorasyonlarda $0,165 \pm 0,120 \text{ mm}^3$ olarak elde edilmiştir. Çift tabakalı restorasyonların karşıt dentisyonunda oluşan aşınmanın daha fazla olduğu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu gözlenmiştir ($p=0,019$).



Şekil 6.3. Restorasyonların ve karşıt dentisyonun aşınma değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

7. TARTIŞMA

Ağız içi simetrik (split mouth) olarak tasarladığımız bu in-vivo çalışmada monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik 3 üye köprü restorasyonların klinik başarısı, hasta memnuniyeti, marjinal/internal adaptasyonları ve restorasyonların aşınması ile karşıt dentisyonda oluşan aşınma karşılaştırılmıştır. Literatür taramaları sonucunda aynı şekilde tasarlanmış başka bir çalışma bulunamadığından dolayı tartışmada benzer çalışmalara yer verilmiştir. Çalışmamızdan elde edilen bulguların ışığında “Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların klinik başarıları arasında fark yoktur.” hipotezi reddedilmiştir. FDI değerlendirmesinde, estetik kriterlerden ‘renk uyumu ve translusensisi’ ile ‘estetik ve anatomik form’ skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Periodontal klinik parametrelerin değerlendirilmesinde ise monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonlar arasında fark bulunmamıştır. “Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların hasta memnuniyeti açısından farkı yoktur.” hipotezi reddedilmiştir. Renk açısından zirkonyum destekli restorasyonlar daha başarılı bulunmuştur. “Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların iç ve kenar uyumları arasında fark yoktur.” hipotezi reddedilmiştir. Hem premolar hem molar dişler için monolitik zirkonya restorasyonlar daha uyumlu bulunmuştur. “Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonların aşınması ve karşıt dentisyon aşınması arasında fark yoktur.” hipotezi reddedilmiştir. Zirkonyum destekli seramik restorasyonların karşıt dentisyonda daha fazla aşındırmaya neden olduğu bulunmuştur. Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli seramik restorasyonlar karşılaştırıldığında restorasyonun aşınması açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Dijital diş hekimliğinde yaşanan gelişmelerin yansıması olan CAD/CAM sistemindeki tarama cihazlarının gelişmiş netliği, yazılım programlarının artmış kapasiteleri, frezeleme ünitelerinin hassasiyetinin gelişimi ile, metallsiz materyaller ve restorasyon üretim teknikleri hastalara sunulmaktadır. Teknolojide yaşanan bu

gelişmeler laboratuvarında harcanan zamanı azaltmakta ve hastalara daha uyumlu ve estetik restorasyonlar daha kısa sürede uygulanabilmektedir (Lee ve ark., 2018). CAD/CAM sistemi ile üretilen restorasyonların geleneksel teknik ile üretilenlerden daha iyi adaptasyona sahip olduğu belirtilmektedir (Kale ve ark., 2016; Ueda ve ark., 2016) Bu nedenle, bu çalışmada, tüm preperasyonların ölçüsü intraoral tarayıcı ile dijital olarak alınmıştır. Monolitik zirkonya restorasyonlar ve zirkonyum destekli restorasyonların altyapısı CAD / CAM teknolojisi ile inLab MC X5 kullanılarak, üstyapısı ise konvansiyonel tabakalama tekniği ile üretilmiştir.

Posterior diş eksikliklerinin tedavisinde sabit bölümlü protezler uzun süreli çalışmalarla desteklenen, sıklıkla tercih edilen ve başarısızlık oranlarının çok düşük olduğu tedavi seçeneğidir (Backer ve ark., 2008; Walton, 2013; Tonetti ve ark., 2017; Sailer ve ark., 2018). Sabit bölümlü protezlerin posterior bölgedeki diş eksikliklerinde kullanımı için yüksek mekanik özellik gösteren materyallerden elde edilmiş restorasyonlar önerilmektedir. Metal destekli seramik restorasyonlar diş hekimliğinde 50 yılı aşkın süredir klinik olarak başarıyla kullanılmaktadır (Näpänkangas ve Raustia, 2011; Pjetursson ve ark., 2015; Sailer ve ark., 2018). Ancak metal altyapının ve metal altyapı üzerinde yer alan opak seramiğinin ışık geçirgenliğini engellemesi, dişeti kenarından metal-iyon renklenmesine yol açması sonucu diş eti boyunca ‘siyah çizgi’ denilen metal yansıması ortaya çıkabilmesi ve yumuşak ve sert dokularda alerjik ya da korozyon toksisitesine neden olma potansiyeline sahip olması gibi dezavantajları, yerine yeni materyallerin geliştirilmesini sağlamıştır (Chistensen, 2007; Bahat ve ark., 2009). Günümüzde artan estetik beklenti diş renginde olan restorasyonlara ilgiyi artırmıştır ve estetik açıdan tolere edilebilen metal desteksiz tam seramik restorasyonların kullanımı gündeme gelmiştir (Sailer ve ark., 2015; Sailer ve ark., 2018). Tam seramik restorasyonların, doğal diş dokusuna benzer ısısal genleşme katsayısına, ısı iletkenliğine sahip olmaları ve ışığı geçirme, yansıtma özellikleri sebebiyle günümüzde estetik tercih sebebidir. Ancak özellikle posterior bölgede 3 üyeyi aşan restorasyonlarda okluzal kuvvetlere karşı yetersiz kırılma dayanımından dolayı güçlendirilmiş tam seramik sistemleri geliştirilmiştir (Conrad ve ark., 2007). Zirkonya destekli restorasyonlar, biyouyumlu olmaları, düşük bakteri adezyonu göstermeleri, konvansiyonel ve rezin simanlar ile simante edilebilmeleri, düşük

termal iletkenlik, asit ve alkali içinde korozyona direnç, çeliğe benzer elastiklik modülü gibi özellikleri sayesinde 1990'lı yıllardan itibaren diş hekimliğinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır ve posterior köprü restorasyonlarında altın standart olarak kabul edilen metal seramik restorasyonlara alternatif oluşturmaktadır (Guess ve ark., 2011; Raigrodski ve ark., 2012; Zhang, 2014). Yukarıdaki tüm parametreler göz önünde bulundurularak çalışmamızda zirkonya restorasyonların 1 yıllık klinik takibi ile başarısı değerlendirilmiştir.

Yttrium ile stabilize edilmiş (%2-3 mol) zirkonyum (Y-TZP) materyali, protetik restorasyonlarda öncelikle altyapı materyali olarak kullanılmaya başlanmış ve üstyapı seramiği ile veneerlenerek kullanılmıştır. Üstyapı seramiğinin altyapıdan tabaka halinde (delaminasyon) ya da kırılarak ayrılması (chipping) sonucu görülen başarısızlık oranının ve klinik takibinde sekonder çürük görülme sıklığının metal destekli restorasyonlardan daha yüksek bulunduğu unutulmamalıdır (Silva ve ark., 2010; Le ve ark., 2015; Pjetursson ve ark., 2015; Rinke ve ark., 2018). Bu başarısızlığa zirkonya altyapı ile üstyapı seramiği arasında oksit tabakası oluşmamasının ve termal genişleme katsayılarının uyumsuzluğunun sebep olduğu düşünülmektedir (Schmitter ve ark., 2013; Monaco ve ark., 2013). Zirkonyum destekli restorasyonların klinik başarısında, üstyapı hazırlama yöntemleri önemli bir etkiye sahiptir (Rosenstiel ve ark., 2016). Veneer seramik ile tabakalama yöntemi kullanılarak üst yapısı hazırlanmış restorasyonların klinik değerlendirme çalışmalarında görülen teknik komplikasyonlar daha sık izlenmektedir (Tezulaş ve ark., 2019). Tabakalama tekniğinde, seramik tabakasının eşit ve homojen olarak uygulanması, diş teknisyenin becerisi ve tecrübesi, fırınlama sayısı ve süreleri gibi faktörler tabakalama yönteminin başarısını etkileyebilmektedir (Ishibe ve ark., 2011). Grohmann ve arkadaşları (2015) yaptıkları randomize kontrollü klinik çalışmada üç üyeli zirkonyum destekli restorasyonlar, tabakalama tekniği ve dijital veneerleme tekniği (CAD-on) ile üretilmesi göre karşılaştırılmıştır. Her iki grubunda sağ kalım oranı %100 olarak belirlenmiştir. Tabakalama tekniği ile üretilen restorasyonlarda 3 major chipping gözlenirken; dijital veneerleme tekniğinde 2 minor ve 1 major chipping olayı gözlenmiştir ve klinik başarı açısından fark bulunmamıştır. Torabi ve arkadaşlarının 2015 yılında yapmış oldukları in vitro çalışmada ise tabakalama, presleme ve dijital veneerleme tekniklerinin marjinal adaptasyona etkisi

değerlendirilmiştir. Üç grupta da marjinal aralık veneerleme işleminden sonra artmıştır. Ancak özellikle tabakalama yönteminde (63.06 μm) marjinal aralık değerleri dijital veneerleme (51.50 μm) ve presleme (50.64 μm) yöntemlerine göre istatistiksel olarak daha fazla artmıştır. Ancak her üç metot kullanılarak uygulanarak üretilen zirkonya destekli kronların marjinal adaptasyonu klinik olarak kabul edilebilir değerler arasında kalmıştır. Zirkonya restorasyonlarda karşılaşılabilen üstyapı sorunları, dijital veneerleme yöntemi ile ya da zirkonyum oksit içeren restoratif materyaller ve (CAD / CAM) sistemlerinin geliştirilmesi ile üstyapı seramiği kullanılmayan monolitik (tam konturlu) zirkonya restorasyonların üretilmesiyle giderilmeye çalışılmaktadır (Kale ve ark., 2016). Monolitik zirkonya materyali yüksek bükülme dayanımı, diş rengine yakın rengi, antagonist dişte az aşındırma meydana getirmesi, konservatif diş preparasyonuna izin vermesi ve daha az üretim zamanı ve maliyeti gerektirmesi gibi özellikleri sayesinde çift tabakalı restorasyonlar karşısında kullanımı artmaya başlamıştır (Ozkurt-Kayhan, 2016; Bankoğlu Güngör ve Karakoca Nemli, 2018). Bu nedenle çalışmamızda iki farklı üretim yöntemiyle hazırlanan zirkonya restorasyonların (çift tabakalı ve monolitik) birbirine olan üstünlüğü split-mouth olarak karşılaştırıldı. Çift tabakalı restorasyonların üretimi veneer seramiği ile altyapı üzerine tabakalama yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Diş preparasyonunun belirli prensiplere göre yapılması restorasyonun retansiyonu, destek dişlerin devamlılığı ve dinamik yükler altında stres dağılımı açısından önemlidir. Shillingburg ve arkadaşları (2010) yaptıkları diş kesimi açıları ile ilgili trigonometrik analizlere göre, 2-6 derecelik açılar yapılarak toplamda 12 dereceye kadar açılanmalar yapılması ile optimum retansiyon elde edebileceğini belirtmişlerdir (Lee ve Yeo, 2015). Bu araştırma daha sonra diş kesim prensiplerinin temelini oluşturmuştur. CAD/CAM sistemler ile üretimi yapılacak tek kron restorasyonlarda minimum 5°; köprü restorasyonlarında ise 6° yaklaşım açısı önerilmektedir (Roperto ve ark., 2017). Basamak preparasyonu olarak ise tam seramik restorasyonlarda iç açıları yuvarlatılmış dik açılı (shoulder) ve chamfer basamak tarzı endikedir (Silva ve ark., 2010). Tam seramik restorasyonların hazırlanmasında 2 farklı basamak preparasyonu yapılabilmektedir. Hangi tip basamak preparasyonunun yapılacağı kullanılacak olan sisteme bağlıdır. Örneğin

Procera sisteminde kullanılan metal tarayıcı ucun küre şeklinde olması basamak preparasyonunun chamfer olarak hazırlanmasını gerektirirken, Cerec sistemi için hem chamfer hem de iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynı uygulanabilir (Ödman ve ark., 2001). Çalışmamızda üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun frezler kullanılarak destek dişin aksiyel açıları yaklaşık 12° olacak şekilde chamfer basamak tarzında preparasyonlar hazırlanmıştır.

Goujat ve arkadaşları (2019) tarafından yapılan sistematik derlemede, siman aralığı parametrelerinin 30 ile 140 µm arasında değiştiği gösterilmiştir. Hoang ve arkadaşları 2015 yılında yaptıkları çalışmada beş ayrı siman aralığı parametresinin restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonu üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir; 85 µm siman aralığını ideal olarak bildirmiştir. Shim ve arkadaşları da (2015) benzer şekilde iki farklı CAD yazılımı programı (3.8 ve 4.2) üzerinde 40 µm ve 80 µm siman aralığı parametrelerini kullanarak restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonu üzerindeki etkilerini değerlendirdi. Kullanılan yazılım sürümü ve siman aralığı parametrelerinin, tarayıcı ve freze cihazı aynı marka olsa dahi restorasyonların adaptasyonlarını önemli ölçüde etkilediğini bildirmişlerdir. Her iki siman aralığı değerini de klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda bulmuştur (Shim ve ark., 2015). Çalışmamızda restorasyonların tasarımları, üretici firmanın önerisi doğrultusunda 80 µm değerine ayarlanmış siman aralığı parametresi ile inLab 16.2 CAD yazılımında yapılmıştır.

Witkowski ve arkadaşları (2006) marjinal adaptasyonu veneerleme aşamasına göre değerlendirdikleri çalışmalarında, veneerleme sonrası uyumsuzluk değerinin arttığını bildirmişlerdir. Torabi ve arkadaşları (2015) veneerleme tekniklerinin zirkonya restorasyonların marjinal uyumundaki etkisini incelemişlerdir. Tabakalama, presleme ve dijital veneerleme tekniklerinin dahil olduğu üç veneerleme tekniğinin de klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyum değerleri gösterdiği bulunmuştur. Presleme tekniği kullanılarak yapılan restorasyonların marjinal uyumu, geleneksel tabakalama tekniğine göre önemli ölçüde başarılı bulunmuştur. Bunun yanı sıra 3 teknikte de veneerleme öncesi ve sonrası verilerin, istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edilmiştir (Torabi ve ark., 2015). Ha ve Cho (2016) veneerleme işlemi öncesi ve sonrasındaki marjinal uyum değerlerinin, restorasyonun bazı

bölgelerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunu ancak bu farklılıkların klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda, zirkonyum destekli restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonu veneerleme işleminden sonra karşılaştırılmıştır. Marjinal ve internal adaptasyonun değerlendirilmesi için her iki restorasyon tipinden de silikon replikalar simantasyon öncesinde elde edilmiştir. Elde ettiğimiz sonuçlara göre, monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli restorasyonların adaptasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Bu farkın, üstyapı seramiğinin fırınlanma işlemlerindeki prosedürlerden ve porselen veneerleme sonrası oluşabilecek baskı kuvvetlerinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz (Torabi ve ark., 2015).

Simantasyon, zirkonya restorasyonların klinik uygulamalarının başarısında etkili en önemli faktörlerden biridir. Zirkonya restorasyonların, dentin ve siman ile bağlantı problemi nedeniyle restorasyonun iç yüzeyine birçok yüzey işlemi uygulanmakta ve rezin simanlarla olan bağlantı kuvvetinin artması beklenmektedir. Uygulanan yüzey işlemlerinden biri hidroflorik asittir ancak Komine ve arkadaşları (2012) hidroflorik asitin zirkonya ve kompozit rezinler arasındaki bağlantı kuvvetine etkisini araştırdıkları çalışmada zirkonya restorasyonların çok az cam faz içeriğinden dolayı yüzeyinin etkilenmediğini bildirmişlerdir (Della Bona ve ark., 2007; Calvert, 2010; Keul ve ark., 2013). Kumlama işlemi zirkonyanın bağlantı kuvvetini arttırmaktadır ayrıca bu işlem ile restorasyon yüzeyleri temizlenmekte, bağlanma için gerekli yüzey alanı ve rezinlerin ıslatabilirliği artmaktadır (Casucci ve ark., 2010). Kumlama işlemi sadece Al_2O_3 ile veya Al_2O_3 ile silika kaplanmış alümina taneciklerinin birlikte kullanıldığı tribokimyasal yöntem ile yapılmaktadır (Monaco ve ark., 2011). Yüzey hazırlıkları sonrası zirkonya restorasyonlar, cam iyonomer ve polikarboksilat gibi geleneksel simanlar veya adeziv resin simanlarla simante edilebilmektedir (O'Brien, 2002). Ancak Ernst ve arkadaşları (2005) ile Gargari ve arkadaşlarının (2010) yapmış oldukları çalışmalarda zirkonya restorasyonlarının en iyi adeziv simantasyon uygulamasının 0,25 MPa'lık basınç altında 50 μm 'lik Al_2O_3 ile kumlama ve fosfat içeren monomer 10-metakriloloksidesil-dihidrojenfosfat (MDP) içeren adeziv resin simanlarla simante edilmesi olarak belirtilmiştir (Koizumi ve ark., 2012). Adeziv simanların geleneksel simanlara göre daha yüksek bağlantı kuvveti gösterdiği ve daha başarılı olduğu belirtilmiştir. Kern ve arkadaşları

(2009) YTZP zirkonyanın çeşitli siman sistemleriyle bağlantı kuvvetini inceledikleri çalışmalarında, hidrofobik fosfat monomeri 10-metakriloloksidesil-dihydrojenfosfat (10-MDP) içeren iki simanın, bağlantı kuvvetinde daha etkili olduğunu belirtmişlerdir. Kern ve arkadaşlarının (2009) bu çalışmasından sonra birçok araştırmacı, MDP içeren rezin simanların, zirkonyadan yapılmış endodontik postlar (O' Keefe ve ark., 2000), tetragonal zirkonya materyali (Oyagüe ve ark., 2009), YTZP zirkonya (Koizumi ve ark., 2012) ve In-Ceram zirkonya (Saker ve ark., 2013) ile gelişmiş bağlantı kuvveti gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda restorasyonlar MDP içeren hem ışık hem de kimyasal olarak sertleşen (dual-cure) bir self-adeziv rezin siman ile (SpeedCEM Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) simante edilmiştir.

Çalışmaların in vivo veya in vitro olması elde edilen sonuçları değiştirebilmektedir. Gemalmaz ve Kükrer'in de (2006) belirttikleri gibi, laboratuvar şartlarında gerçekleştirilen çalışmalarda preparasyon standardizasyonu sağlanabilirken; in vivo çalışmalarda hastaya bağlı faktörlerinde olması, kontrolü daha da zorlaştırır da in-vitro çalışmaların sonuçlarıyla kıyaslandığında daha değerli ve güvenilir sonuçların eldesi söz konusudur (Coşkun ve Özkan, 2018). Klinik çalışmalarda preparasyonu yapılacak dişte var olan sağlam doku miktarı, aksiyal duvar açıları, dişe gelen kuvvetin yoğunluğu, periodontal dokuların sağlığı, hastanın oral hijyen alışkanlığı, diyeti gibi faktörleri standardize etmek pek mümkün değildir. İn vivo çalışmamızda bu tip faktörlerin sonuca etkisini minimize etmek için test grubu ve kontrol grubunun aynı hastada bulunduğu split-mouth dizaynı sağlanmıştır.

Yaşam ömrünün değerlendirildiği bazı literatürlerde başarısızlık sadece kırık restorasyonları ifade ederken (van Dijken ve Hasselrot, 2010), bazı çalışmalarda herhangi bir nedenden ötürü yenilenen restorasyonları (Fradeani ve ark., 2005) bazılarında ise yenilenen veya tamir görerek ağızda kalan tüm restorasyonlar başarısız olarak nitelendirilmiştir (Lindunger ve Smedberg, 2005). Araştırmacıların farklı başarı kriterlerine göre birden fazla yaşam ömrünü hesapladığı çalışmalar da bulunmaktadır (Naert ve ark., 2005). Beuer ve arkadaşları (2010), kısmi sinterize zirkonya (IPS e.max ZirCAD; IvoclarVivadent) altyapılar, konvansiyonel üstyapı seramiği (IPS e.max Ceram; IvoclarVivadent) kullanılarak elde edilen 18 sabit

bölümlü protez, 50 tek üye restorasyonun 3 yıl klinik takibini yapmışlardır, restorasyonların %88,2'sinde herhangi bir komplikasyon gözlenmemiştir. Başarısızlıkların %7,4'ü üst yapı kırıklarını da içeren teknik komplikasyonlar olarak belirtilmiştir (Beuer ve ark., 2010). Pelaez ve arkadaşları (2012) 3 üyeli Lava restorasyonların 4 yıllık klinik takiplerini yaptıkları çalışmalarında, 20 restorasyonun hiçbirinde altyapı kırığı gözlenmediği, 2'sinde üstyapı kırığı gözlendiğini belirtmişlerdir. Rinke ve arkadaşları (2013) 3-4 üyeli Cercon restorasyonların 7 yıllık klinik takibini yaptıkları çalışmalarında, 97 restorasyonun beşinde alt yapı kırığı, 23'ünde ise üstyapı kırığı gözlemlemişlerdir. Sulaiman ve arkadaşları 2016 yılında yaptıkları çalışmada 5 yıllık klinik takip ile monolitik zirkonya restorasyonların başarısızlıklarını değerlendirmişlerdir. Toplam 39827 monolitik zirkonya restorasyon kaydı incelenmiş olup bunların 3731 tanesi anterior bölgede (1952 tek kron; 1799 köprü restorasyon); 36096 tanesi posterior bölgede (29808 tek kron; 6288 köprü restorasyon) bulunmaktadır. Beşinci yılın sonunda kırık oranları tüm anterior restorasyonlarda %2,06; tüm posterior restorasyonlarda %0,99 bulunmuştur. Köprü restorasyonlarında, tek krona oranla 2 kat fazla başarısızlık gözlenmiştir (Sulaiman ve ark., 2016). Bömicke ve arkadaşları (2017) yapmış oldukları in vivo çalışmada 90 monolitik, 72 çift tabakalı zirkonya tek kronu sağ kalım oranlarına göre değerlendirmişlerdir. Üç yıllık klinik takip sonunda sağ kalım, monolitik zirkonya restorasyonlar için %100; çift tabakalı zirkonya restorasyonlar için %98,5 bulunmuştur (Bomicke ve ark., 2017). Bankoğlu Güngör ve arkadaşlarının (2017) tek kron ve köprü monolitik zirkonya restorasyonlarda yapmış oldukları ortalama 18 aylık klinik takip çalışmasında başarı oranları sırasıyla %86,7 ve %92,3 olarak bulunmuştur. Konstantinidis ve arkadaşları (2018) 65 monolitik zirkonya kronun 1 yıllık klinik takibini yaptıkları çalışmalarında %100'lük bir sağ kalım oranı elde etmişlerdir. Çalışmamızda 1 yıllık takipleri yapılan zirkonyum destekli ve monolitik zirkonya restorasyonların yaşam ömrü değerlendirmelerinde herhangi bir üstyapı veya altyapı kırığı vakasıyla karşılaşılmamıştır. Her iki restorasyon grubu için 1 yıl sonunda %100'lük bir yaşam ömrü söz konusudur. Çalışmamızda elde edilen yüksek sağ kalım oranları diğer çalışmaların sonuçları ile paralellik göstermektedir (Worni ve ark., 2017; Konstantinidis ve ark., 2018; Sarıkaya ve Hayran, 2018).

Marquillier ve arkadaşlarının (2018) klinik değerlendirmeler hakkında yayınladıkları çalışmasında 2007 yılında yayınlanan FDI kriterlerinin 2017 yılına kadar geçen 10 yıllık süreçte indirekt ve direkt restorasyonların değerlendirilmesinde kullanım oranları araştırılmıştır. 2016 yılında yayınlanan çalışmaların %50'sinde 2017 yılında ise yayınlanan çalışmaların %87,5'inde bu kriterlere göre değerlendirme yapıldığı görülmüştür. Ancak son 10 yıl ortalaması alındığında FDI kriterlerinin klinik çalışmalarda kullanım oranının %16.3 olduğu görülmüştür (Marquillier ve ark., 2018). Çalışmamızda FDI kriterlerinin giderek artan kullanımı ve modifiye USPHS kriterlerine kıyasla daha detaylı klinik inceleme yapılmasına imkân vermesi sebebi ile kullanılmıştır. Literatürde FDI kriterlerinin çalışmamıza benzer şekilde dizayn edilmiş herhangi bir klinik takip çalışmasında kullanılmadığı görülmüştür. Dolayısı ile kıyaslamalar modifiye USPHS kriterleri kullanılarak yapılmış çalışmalar ile yapılmıştır. Bizim çalışmamızda herhangi bir grubun lehine veya aleyhine oluşabilecek önyargılı değerlendirmeleri önlemek için takip seanslarındaki değerlendirmeler skorda uzlaşma metodu ile biri uygulayan hekim olacak şekilde 2 farklı klinisyen tarafından yapılmıştır. Çalışmamızda FDI değerlendirme kriterlerine göre yapılan başlangıç, 6. ay ve 1. yıl kontrol değerlendirmelerinde zirkonyum destekli ve monolitik zirkonya restorasyonlar klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur.

Raigrodski ve arkadaşları (2006) 16 hastaya, 20 üç üyeli posterior zirkonyum (Lava) destekli restorasyonlar uygulamışlardır. Üç yıllık klinik takip sonucu USPHS kriterleri kullanılarak değerlendirilmiştir. 15 restorasyon tüm kriterler için Alfa olarak derecelendirilirken; 4 restorasyonda chipping gözlenmesi nedeniyle, 1 restorasyonda ise marjinal adaptasyon açısından bravo olarak değerlendirilmiştir. Pihlaja 2016'da zirkonya tek kron ve köprü restorasyon uygulanan 76 katılımcının genel memnuniyeti yüksek bildirilmiştir: %96'sı estetik ve anatomik form, %99'u renk uyumu ve translusensi, %100'ü yüzey parlaklığı ile tatmin olarak tespit edilmiştir. Anatomik konturu %97; marjinal adaptasyon %100; marjinal renklenme %98,4; okluzal kontur ve yıpranma hafif pürüzlü bir yüzey oluşması nedeniyle %44 oranında çok iyi olarak değerlendirilmiştir. En sık görülen komplikasyonları desimantasyon (%5) ve kırık (%4) olarak bildirmiştir; sekonder çürük ve endodontik tedavi ihtiyacı gözlenmemiştir. Ankete katılanlar tarafından tanımlanan olağan

semptomlar, donuk ağrı (9 hasta, %12), soğuğa aşırı duyarlılık (8 hasta, %11) ve diş eti kanaması (4 hasta, %11) olarak bildirilmiştir. (Pihlaja, 2016). Son zamanlarda yapılan meta-analizlerde, zirkonya tek kronlarda köprü restorasyonlara göre belirgin şekilde daha yüksek oranda sekonder çürük bildirilmiştir (Pjetursson ve ark., 2015; Sailer ve ark., 2015). Sekonder çürüğün gözlenmediği çalışmalarda mevcuttur (Molin ve Karlsson 2008; Schmitter ve ark., 2012; Monaco ve ark., 2013; Nejtandenes ve ark., 2016). Tartaglia ve arkadaşları (2015) yaptıkları 7 yıllık klinik takibin sonunda sekonder çürük nedeniyle %0,7 başarısızlık bildirmişlerdir. Konstandinis ve arkadaşları 2018 yılında yapmış oldukları prospektif, 1 yıllık klinik takip çalışmasında sekonder çürük gözlemediklerini ve bu durumu da monolitik zirkonya kronların başarılı marjinal adaptasyonu sayesinde olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda her iki restorasyon tipi içinde “yüzey parlaklığı” ve “yüzeyel ve marjinal renklenme” değerlendirmesi %100 başarılı bulunmuştur ve 1. yıl sonunda elde edilen klinik skorların tüm gruplarda kabul edilebilir olduğu görülmüştür. “Renk uyumu ve translusensi” ile “estetik ve anatomik form” gruplar içinde zamana bağlı değişim göstermemekle birlikte gruplar arası sırayla zirkonyum destekli restorasyon için diğeri ise monolitik zirkonya restorasyon için başarılı bulunmuştur. “Çürük tekrarı/erozyon/abfraksiyon” değerlendirmesi için ise 1 yıllık klinik takip sonucunda mevcut dişlerde sekonder çürüğe rastlanmamış olup restorasyon yenilenmesi veya endodontik tedavi ihtiyacı duyulmamıştır.

Bankoğlu Güngör ve arkadaşlarının (2017) tek kron ve köprü monolitik zirkonya restorasyonlarda yapmış oldukları ortalama 18 aylık klinik takip çalışmasında restorasyonlarda marjinal adaptasyon ve anatomik kontur başarılı olarak bildirilmiştir; ancak restorasyonların renk ve oklüzyon için düzenlemelere gerek duyduğu belirtilmiştir. Konstandinis ve arkadaşlarının (2018) yapmış oldukları in vivo çalışmada 1. yılın sonunda yüzey pürüzlülüğü için Bravo ile derecelendirilen restorasyonlar %4,7 oranında artmıştır. Bu durumu, yüzey pürüzlülüğünü etkileyen diş fırçalama, aşınma veya yıpranma gibi faktörlere bağlamıştır (Amer ve ark., 2015; Lawson ve ark., 2016). Tang ve arkadaşları (2019) yaptıkları in vivo çalışmada posterior dişlere uygulanan 46 monolitik zirkonya tek kronların 96 hafta klinik takibini yapmışlardır ve CDA kriterleri ile değerlendirmişlerdir. Uygulanan tüm restorasyonların marjinal adaptasyonları %100 oranında başarılı bulunmuştur.

Marjinal renklenme, ikincil çürük ve restorasyon kırıkları gözlenmemiştir. Renk uyumu için 3 (%6,1); anatomik form için 2 vaka (%4,1) kabul edilebilir olarak diğerleri ise mükemmel bulunmuştur. Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili olarak, kabul edilebilir derecelendirme 2. Hafta kontrolünde %4,1'den %6,1'e yükselmiştir. İkinci yıl kontrolünden 3. yıl kontrolüne kadar kabul edilebilir oran %2,0'ye düşerken, sadece 1 vaka kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir (Tang ve ark., 2019). Çalışmamızda elde edilen sonuçların Bankoğlu Güngör ve arkadaşlarının (2017) yaptıkları çalışmanın sonuçları ile paralel olduğu gözlenmektedir. Restorasyonların tümünde iyi “marjinal adaptasyon” ve “aproksimal anatomik form” gözlenmiştir.

Sailer ve ark. (2015) ve Pjetursson ve ark. (2015) zirkonya tek kronların ve köprü restorasyonlarının, metal seramik restorasyonlardan çok daha fazla retansiyon kaybına uğradığını ve desimante olduğunu bildirmiştir. Tartaglia ve arkadaşları (2015) 7 yıllık klinik takip sonucu zirkonya tek kronlar için %2,3; köprü restorasyonlar için %0 retansiyon kaybı bildirmiştir ve Monaco ve arkadaşları (2013) zirkonya restorasyonlar için 5. yıl sonunda sadece %0,2 retansiyon kaybı tanımlamışlardır. Çalışmamızda FDI'in fonksiyonel kriterlerinin kırık/chipping/debonding” değerlendirmesinde, 1. yıl sonunda tüm gruplarda hiç kırık veya debonding görülmemiştir, retansiyon kaybı yaşanmamıştır. Başlangıç, 6. ay ve 1. yıl skorları arasında bir değişim görülmemiştir.

Zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik takip çalışmalarında, postoperatif hassasiyet genellikle izlenmemektedir (Konstandinis ve ark., 2018). Bu durum üzerinde, zirkonya restorasyonlarda kullanımı önerilen resin simanların sızdırmazlığı, diş preparasyonu ve restorasyonların marjinal uyumlarının etkili olduğu düşünülmektedir (Tang ve ark., 2019). İmmediat hassasiyet, diş preparasyonundan hemen sonra oluşan hassasiyet, ikincil hasasasiyet ise mikrosızıntıya bağlı oluşabilecek hassasiyet biçimidir (Schmitter ve ark., 2012). Çalışmamızda postoperatif hassasiyetin zamana bağlı karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığı gözlenmiştir. Postoperatif hassasiyet klinik olarak kabul edilebilir düzeyin üstünde izlenmemiştir.

Pihlaja (2016), zirkonya kronlarında kontralateral dişlerden daha az plak görüldüğünü, ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığını bildirmiştir (p =

0,376). Sondalamada kanama, zirkonya restorasyonlu dişlerde, kontralateral dişlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p = 0,012). Konstandinis ve arkadaşlarının (2018) monolitik zirkonya restorasyonların 1 yıllık klinik takibi ile yaptıkları çalışmada abutment dişlerin, plak ve gingival indeksi olarak takip süresi boyunca kontrol dişlerine göre fark göstermediğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte, abutment dişlerin 6. ay kontrolündeki plak indeksi, başlangıç plak indeksine göre istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur (Konstandinis ve ark., 2018). Çalışmamızda restorasyonların dişeti cevabını değerlendirmek için Silness-Löe plak ve gingival indeksleri kullanılmış ve sondalanabilir cep derinliklerinin ölçümleri kaydedilmiştir. Yapılan çalışmalarda uygulanan restorasyonlar üzerinde doğal dişlere oranla daha az plak birikimi gözlenmiştir (Bindl ve Mörmann, 2004; Gemalmaz ve Ergin, 2002). Bu durum hastaların restore edilen dişlerinin hijyenine kendi dişlerinden daha fazla özen göstermeleri ve oral hijyen konusundaki bilincinin yükselmesi ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir (Lu ve ark., 2018). Ayrıca restorasyon yüzeylerinin cilalı olması nedeniyle plak retansiyonuna izin vermemesi ile açıklanabilir (Ok ve Özkan, 2018). Çalışmamızda zirkonyum destekli restorasyonlarda, 1. yıl sonunda molar dişler için “plak indeksi”, “gingival indeks” ve “sondalanabilir cep derinliği” skorlarında istatistiksel olarak anlamlı ve klinik olarak da olumlu değişimler gözlenmiştir. Premolar dişler için her iki grubun 1 yıllık takibi sonucu skorlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlenmemiştir. Monolitik zirkonya restorasyonlarda molar dişler için “gingival indeks” ve “sondalanabilir cep derinliği” skorlarında istatistiksel olarak anlamlı değişimler, 1 yıllık klinik kullanım süreleri sonunda 0 skorunda artış gözlenmiştir. 1. yıl sonunda tüm gruplarda periodontal klinik parametrelerde olumlu değişimler görülmüştür. Bu durumun, hastaların oral hijyen konusundaki bilincinin yükselmesi ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Literatürde yapılan çalışmalarda restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir olmaları için sadece hekimler tarafından belirlenen kriterler ile değerlendirilmeleri yeterli değildir. Restorasyonların, estetik ve fonksiyonel anlamda hastaların beklentilerini karşılaması önemli bir kriterdir. Çalışmalarda hastalara ait subjektif kriterleri içeren hasta memnuniyeti test metotlarının kullanıldığı görülmektedir. Bu tip anketlerden elde edilen verilere dayanarak restorasyonların uzun dönem başarısı

için objektif sonuçlar elde etmek zor olsa da anket sonuçları hasta beklentilerini belirlemek için önemli ipuçları verebilir (Berthelsen ve Stille, 2000; Gürdal ve ark., 2000). Çalışmamızda restorasyonların hastalar tarafından renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği kriterleri göz önünde bulundurularak notlamaları istenmiştir. Başlangıç, 6. ay ve 1. yıl anket sonuçlarına göre zirkonyum destekli restorasyonların renk bakımından hasta memnuniyeti monolitik zirkonya restorasyonlara göre daha yüksek bulunmuştur. Çiğneme etkinliği açısından ise başlangıçta monolitik zirkonya restorasyonlara olan memnuniyet yüksek iken 6. ay ve 1. yıl kontrollerinden elde edilen verilerde, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Ayrıca yaptığımız çalışmada hastaların restorasyonlarını "1" en kötü, "10" en iyi olacak şekilde skorlamaları istenmiştir. Başlangıç ve 6. ay ve 1. yıl hasta değerlendirmelerinin puan ortalamaları başlangıç değerlerine göre diğer kontrollerde yükselmiştir, monolitik zirkonya restorasyonlar için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Hasta notlaması ile elde edilen skorlar için grupların birbirine göre üstünlüğü yoktur. Tüm hasta memnuniyeti değerlendirme verilerinden elde ettiğimiz sonuçlara göre; hastaların zamanla restorasyonlarını kullandıkça başlangıca göre daha memnun olduklarını söylemek mümkündür.

Sabit protetik restorasyonların estetik değer ve kırılma direnciyle birlikte klinik başarısında önemli rol oynayan faktörlerden biri de restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonudur (Rodiger ve ark., 2017). Restorasyonun adaptasyonu, diş preparasyonunda kullanılan basamak bitim tipine, ölçü tekniği ve başarısına, üretim tekniğine ve restorasyonun üretildiği materyale, pontik tasarımı ve genişliğine ve klinisyen/teknisyen deneyimine bağlıdır (Al Hamad ve ark., 2019). Kenar uyumsuzlukları plak birikimi, periodontal sorunlar, diş çürükleri, simanın çözünmesi gibi problemlere yol açabilmektedir (Kahramanoğlu ve Özkan, 2013). Marjinal ve internal aralığı ölçmek için literatürde çok çeşitli yöntemler tanımlanmıştır. Sorensen (1990), tüm yöntemleri dört gruba ayırmıştır: direkt yöntem, kesit alma yöntemi (x-ray), silikon replika tekniği ve sondla ve gözle değerlendirme (Rosenstiel ve ark., 2016). Araştırmacılar, marjinal ve internal adaptasyonları değerlendirmek için farklı tipte mikroskoplar (ışık mikroskopları, stereomikroskoplar ve elektron mikroskopları) ve çeşitli büyütmeler kullanmışlardır (Att ve ark., 2009; Kahramanoğlu ve Özkan, 2013). Çalışmamızda dayanak dişlere veya değerlendirme

sırasında restorasyona hasar vermemesi hem marjinal hem de internal adaptasyonun değerlendirilebildiği silikon replika tekniği tercih edilmiş ve yapılan ölçümleri x48 büyütme kullanılarak ışık mikroskobu ile değerlendirilmiştir (Al-Atyaa ve Majeed, 2018).

Silikon replikalar üzerinden yapılacak mikroskobik değerlendirmeler için ölçüm noktaları ve sayıları ile ilgili farklı görüşler mevcuttur. Colpani ve arkadaşları (2013) tek kron restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonlarını değerlendirdikleri çalışmalarında: okluzal yüz,aksiyo-okluzal köşe,aksiyal duvarlar ve chamfer basamak bölgesi ve marjinal sınır olarak farklı bölgelere ayırmışlardır. Kahramanoğlu ve Özkan (2013) elde ettikleri silikon replikaları bukkolingual ve mesiodistal olarak 2 ye ayırmışlardır ve her kesiti marjinal, internal marjinal, aksiyel ve okluzal ölçüm noktalarını kullanarak değerlendirmişlerdir, böylece her örnek için toplamda 20 noktadan ölçüm yapmışlardır (Al-Atyaa ve Majeed, 2018). Nawafleh ve arkadaşları (2013), güvenilir sonuçlar elde etmek için replika başına 50 ölçümle minimum 30 örnek test etmeyi önermiştir. Ancak silikon replika yöntemi kullanılarak yapılan hiçbir çalışmada, bu kadar çok sayıda marjinal kenar ölçümü yapılabildiği belirlenmemiştir. Sonuç olarak bu çalışmada elde edilen silikon replikalar, mesiodistal ve bukkolingual olarak 2 kesite ayrıldı ve her bir kesitten marjinal, internal marjinal, aksiyel ve okluzal ölçüm noktalarından, her kesit için 10; her diş için 20 ölçüm yapıldı ve toplamda tüm premolar ve molar dişlerden 1600 ölçüm yapıldı.

McLean ve von Fraunhofer (1971) 120 µm altında değeri klinik olarak kabul edilebilir bildirmiştir ancak bu konuda tam bir görüş birliği yoktur (Boitelle ve ark., 2018; Al Hamad ve ark., 2019). Genellikle yapılan çalışmalarda rapor edilen marjinal aralık değerleri 50 ile 200 µm arasında değişmektedir (Abdel-Azim ve ark., 2015; Lee ve ark., 2018). İnternal aralık değerlerinin arasında okluzal bölgedeki aralıkların daha büyük olduğu rapor edilmiştir. Klinik olarak kabul edilen ortalama okluzal aralık değeri 100 ile 250 µm arasındadır (Kocağaoğlu ve ark., 2017). Bunların yanı sıra restorasyon ve dayanak diş arasında minimum 25 ile 50 µm aralık olması, restorasyonun doğru bir şekilde yerleştirilmesi ve ideal siman aralığı için şarttır (Ha ve Cho, 2016). Soliman ve arkadaşları (2015) farklı CAD/CAM üretim

yöntemlerinin marjinal ve internal aralığa etkisini araştırdıkları çalışmalarında, aynı bloktan (inCoris TZI, Sirona, Bensheim, Almanya) üretilen tam kontur restorasyon ve zirkonya alt yapı üzerine press-on tekniğiyle üst yapısı hazırlanan iki farklı fabrikasyon yöntemini değerlendirmişlerdir. Tam kontur restorasyonların, press-on yöntemiyle üst yapısı hazırlanan restorasyonlara göre daha uyumlu olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda tüm restorasyonların marjinal ve internal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir aralıkta bulunmuştur. Monolitik zirkonya restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonu zirkonyum destekli restorasyonlara göre istatistiksel olarak daha uyumlu bulunmuştur.

Kokubo ve arkadaşları (2011) NobelProcera zirkonya kronların ortalama marjinal aralığını $44,2 \pm 14,94 \mu\text{m}$ olarak bildirmiştir. Anunmana ve arkadaşları (2014) tek kron ve üç üyeli sabit parsiyel protezleri marjinal adaptasyonları için karşılaştırmıştır ve üç üyeli köprünün premolar abutmentı için ortalama marjinal uyumu $46,5 \pm 0,5 \mu\text{m}$; premolar tek kron için $43,6 \pm 0,4 \mu\text{m}$ olarak rapor edilmiştir. Üç üyeli köprünün molar abutmentı için ortalama marjinal uyum değerleri $52,6 \pm 0,4 \mu\text{m}$; molar tek kron için $48,5 \pm 0,4 \mu\text{m}$ olarak bildirilmiştir (Anunmana ve ark., 2014). Kale ve arkadaşları (2016) monolitik zirkonya kronların marjinal uyumunu değerlendirdiği çalışmada, marjinal uyum değerini $68,6 \mu\text{m}$ bulmuşlardır. Sakornwimon ve Leevailoj (2017) geleneksel ve dijital yöntemler ile üretilen zirkonyum destekli kuronların marjinal uyumunu karşılaştırdıkları çalışmada, konvansiyonel olarak üretilen restorasyonların $38,99 \pm 36,82 \mu\text{m}$ ile $71,67 \pm 38,57 \mu\text{m}$; dijital olarak üretilen restorasyonların $42,66 \pm 28,94 \mu\text{m}$ ile $76,62 \pm 32,16 \mu\text{m}$ aralığında marjinal uyum gösterdiği tespit edilmiştir. Arezoobakhs ve arkadaşları (2019), üç üyeli zirkonya restorasyonların marjinal ve internal adaptasyon değerlerini karşılaştırmış ve $55 \pm 13 \mu\text{m}$ ile $106 \pm 45 \mu\text{m}$ arasında marjinal aralık değerleri elde edilmiştir. Elde edilen ortalama marjinal uyum değerleri zirkonyum destekli restorasyonlar için $77,37 \pm 14,57 \mu\text{m}$; monolitik zirkonya restorasyonlar için ise $66,1 \pm 14,8 \mu\text{m}$ bulunmuştur (Arezoobakhs ve ark., 2019). Yaptığımız literatür incelemelerinde monolitik zirkonya restorasyonlar ile tabakalama tekniği kullanılarak elde edilen zirkonyum destekli restorasyonların marjinal uyum açısından karşılaştırıldığı benzer çalışmaya rastlanamamıştır. Bu nedenle restorasyon tiplerinin ayrı ayrı değerlendirildiği çalışmalardan elde edilen veriler ile yapılan kıyaslamada

sonuçlar birbirine yakın bulunmuştur. Çalışmamızda monolitik zirkonya restorasyonlarının marjinal aralık değeri ($66,1 \pm 19,8 \mu\text{m}$), zirkonyum destekli restorasyonlardan ($77,37 \pm 14,57 \mu\text{m}$) istatistiksel olarak anlamlı daha uyumlu bulunmuştur.

Anunmana ve arkadaşları (2014) yaptıkları in vitro bir çalışmada, internal marjinal uyum değerini $31 \mu\text{m}$ ile $90 \mu\text{m}$ aralığında tespit etmişlerdir. Ha ve Cho (2016), veneerleme işlemi öncesi ve sonrası zirkonyum destekli restorasyonlar ile monolitik zirkonyanın internal marjinal uyumunu karşılaştırmıştır ve monolitik zirkonya için ortalama internal marjinal adaptasyon değeri $56,5 \pm 8,12 \mu\text{m}$; zirkonyum destekli restorasyonlar için veneerleme işlemi öncesi $58,52 \pm 12,15 \mu\text{m}$ ve sonrası $61,25 \pm 9,03 \mu\text{m}$ bulmuştur. Çalışmamızdan elde edilen veriler ise diğer çalışmalara benzer olarak ortalama internal marjinal uyum değerleri, zirkonyum destekli restorasyonlarda $98,53 \pm 19,59 \mu\text{m}$; monolitik zirkonya restorasyonlarda ise $83,45 \pm 16,31 \mu\text{m}$ bulunmuştur.

Aksiyel adaptasyon değerleri ile ilgili olarak, iki farklı CAD / CAM sistemi kullanan Beuer ve arkadaşları (2009) Lava için $71 \pm 10 \mu\text{m}$ ve Procera için $70 \pm 9 \mu\text{m}$ ortalama aksiyel aralık değeri bildirmiştir. Kokubo ve arkadaşları (2011), ortalama aksiyel adaptasyon değerini $95,9 \pm 20,8 \mu\text{m}$ olarak; Arezoobakhs ve arkadaşları (2019) ise $70 \pm 15 \mu\text{m}$ ile $88 \pm 31 \mu\text{m}$ arasında olduğunu bildirmişlerdir. Al-Atyaa ve Majeed (2018) farklı geleneksel ve dijital ölçü teknikleriyle üretilmiş monolitik zirkonya kronlarını değerlendirmiştir ve ortalama olarak $93,18 \pm 5,74 \mu\text{m}$ değeri bulunmuştur. Al Hamad ve arkadaşları (2019) geleneksel ve dijital iş akışları ile üretilen zirkonya restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonlarını karşılaştırmıştır. Ortalama aksiyel uyum değerleri geleneksel için $97,44 \pm 24,56 \mu\text{m}$; dijital için $76,19 \pm 23,94 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Çalışmamızda elde ettiğimiz değerler yukarıdaki çalışmalarla uyumludur. Zirkonyum destekli restorasyonlar için $86,38 \pm 16,74 \mu\text{m}$ ve monolitik zirkonya restorasyonlar için $71,94 \pm 13,56 \mu\text{m}$ aksiyel uyum değerleri bulunmuştur.

Beuer ve arkadaşları (2009) internal adaptasyon değerleri arasında en yüksek olan ortalama okluzal uyum değerlerinin, Lava için $108 \pm 12 \mu\text{m}$ ve Procera için $82 \pm 11 \mu\text{m}$ olduğunu bildirmiştir. Anunmana ve arkadaşları da (2014) en yüksek

adaptasyon değerlerini okluzal bölgede olduğunu ve üç üyeli zirkonya köprünün premolar abutment için $154,5 \pm 0,4 \mu\text{m}$; molar abutment için $211,5 \pm 0,4 \mu\text{m}$ ve premolar tek kron için $150,5 \pm 0,5 \mu\text{m}$; molar tek kron için $146,5 \pm 0,4 \mu\text{m}$ bulmuşlardır. Ha ve Cho (2016) monolitik zirkonya restorasyonlarının ortalama okluzal adaptasyon değerini $192 \pm 16,93 \mu\text{m}$; Al-Atyaa ve Majeed (2018) ise $173,5 \pm 7,73 \mu\text{m}$ olarak bildirmiştir. Veneerleme işlemi öncesi ve sonrası zirkonyum destekli restorasyonlar için ise sırasıyla $188,2 \pm 20,75 \mu\text{m}$ ve $194,1 \pm 21,22 \mu\text{m}$ bulundu (Ha ve Cho, 2016). Al Hamad ve arkadaşları (2019), konvansiyonel ve dijital iş akışı ile üretilen zirkonya restorasyonların ortalama okluzal uyum değerlerini sırasıyla $286,89 \pm 129,81 \mu\text{m}$ ve $224,47 \pm 51,93 \mu\text{m}$ olarak bildirmiştir. Çalışmamızda da okluzal bölgeden elde edilen değerler zirkonyum destekli restorasyonlar için $132,03 \pm 20,45 \mu\text{m}$ ve monolitik zirkonya restorasyonlar için $119,83 \pm 15,7 \mu\text{m}$ bulunmuştur; diğer ölçüm noktalarına göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu durumun farklı nedenlerden kaynaklandığı literatürlerde belirtilmiştir. Tinschert ve arkadaşları (2001) CAD/CAM sistemlerinde dijital verilerin işlenmesindeki doğruluk payı ile Bornemann ve arkadaşları tarafından (2002) ise CAD/CAM sistemlerinde tarayıcının çözünürlüğünün sınırlı olması nedeniyle yuvarlatılmış kenarlarda internal aralık miktarının artmasıyla açıklanmıştır. Bornemann çalışmasında bu durumun insizal ya da okuzal bölgede erken temaslara neden olabileceğini bu nedenle restorasyonların üretimi sonrasında teknisyen tarafından elde uyumlandırma yapılması ya da CAD/CAM sisteminin üreticileri tarafından önerilen siman boşluğu (day-spacer) parametrelerinin sisteme girilmesi gerektiğini belirtmiştir. Reich ve arkadaşları (2005) ise preparasyondaki kenarların yakınında sanal yükseltilerin meydana gelmesi yani “overshoot fenomeninin” de internal uyumu olumsuz etkileyen faktörlerden olduğunu bildirmiştir. Overshoot fenomeni literatürde sadece Cerec’in intraoral tarayıcısı için araştırılmış olup, ışık yansımalarının optik sensrlerce algılanması sırasında yansımaların kesintiye uğraması sonucu oluşmaktadır (Mangano ve ark., 2017). Ferrini ve arkadaşları 2019’da yapmış oldukları çalışmada restorasyonun farklı bölgelerinde farklı değerlerin elde edildiğini göstermişlerdir ve bu durumu tarayıcı ucunun genişliği, yuvarlak veya kavisli yüzeylerin marjinal alanların taranması sırasında bu bölgedeki aılanmaların tespit edilmesini önlemesi ile açıklamışlardır (Ferrari ve ark., 2018).

Diğer çalışmalara benzer sonuçlar elde ettiğimiz çalışmamızda farklı ölçüm noktalarında elde edilen farklı değerler durumunun nedeni olarak tarayıcı sistemleri ile birlikte CAD programlarının da etkili olabileceğini düşünmekteyiz.

Restoratif materyallerin aşınma ve aşındırma özellikleri üzerinde; fiziksel faktörler, yapısal faktörler, kimyasal faktörler ve yüzey bitirme yöntemleri etkili olan faktörlerdir. Monolitik zirkonya restorasyonlarda, zirkonyum destekli restorasyonların aksine zirkonyum materyali direkt ağız ortamıyla temas halindedirler. Bu durum restorasyonların yüzeylerinin pürüzlü bırakılması halinde, karşıt dentisyondaki aşınma oranı artıracaktır ve aynı zamanda zirkonyada düşük ısı degradasyonu gözlenmesine katkıda bulunacaktır (Hallmann ve ark., 2015). Monolitik zirkonya yüzeyleri glazelenmiş ve cilalanmış olmak üzere 2 farklı şekilde hazırlanabilmektedir (Janyavula ve ark., 2013). Genel olarak yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde; cilalanmış zirkonya yüzeyinin, diğer seramik materyallere göre yaşlandırma simülasyonu yapıldığında dahi, antagonist dişte meydana gelen aşınmanın en az miktarda olduğu belirtilmektedir (Burgess ve ark., 2014; Hara ve ark., 2014; Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014; Rupawala ve ark., 2017). Janyavula ve arkadaşları (2013) monolitik zirkonya, feldspatik seramik ve mine örneklerinde ve karşıt minede meydana gelen aşınma miktarını değerlendirdikleri çalışmalarında, karşıt minede en fazla aşınmayı feldspatik seramik örneklerin meydana getirdiğini bildirmişlerdir. Bazı çalışmalarda, cilalanmış olan zirkonya karşısında meydana gelen aşınmanın glazelenmiş olan yüzeylere göre daha az olduğu görülürken (Preis ve ark., 2012, Janyavula ve ark., 2013, Sabrah ve ark., 2013, Park ve ark., 2014, Amer ve ark., 2014, Stawarczyk ve ark., 2016, Rupawala ve ark., 2017); Beuer ve arkadaşları (2012) cilalanmış olan zirkonyanın glazelenmiş zirkonyaya göre daha fazla antagonist aşınmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Park ve arkadaşları (2014) çalışmalarında, mine dokusu karşısında 3 farklı CAD/CAM sistem ile üretilen anatomik konturlu zirkonya restorasyonlarda ve veneer porseleninde meydana gelen aşınmayı değerlendirmiş ve monolitik zirkonya materyalleri arasında cilalanmış zirkonya karşısında mine dokusunda ($3,07 \pm 0,98$ mm³) aşınma gözlenirken; glazelenmiş zirkonya karşısındaki minede ($1,11 \pm 0,51$ mm³) aşınma miktarı gözlemlendiğini bildirmişlerdir (Park ve ark., 2014). Jung ve arkadaşları (2010), Mitov ve arkadaşları (2012) yaptıkları çalışmalarda glazelenmiş ve cilalanmış zirkonyanın

karşıt minede meydana getirdiği aşınma miktarları arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Keban Aydın ve Yıldız (2017) antagonist olarak kullanılan minede meydana gelen aşınma miktarını değerlendirdikleri çalışmada, glazelenmiş zirkonya karşısında $0,097\pm0,075 \mu\text{m}^3$ aşınma gözlenirken; cilalanmış zirkonya karşısında $0,077\pm0,066 \mu\text{m}^3$ mine aşınması gözlenmiştir. Bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Zirkonya restorasyonlarda yapılan çalışmalara benzer olarak, Saiki ve arkadaşlarının (2016) parlatılmış ve glaze işlemi yapılmış lityum disilikat seramiklerin, 3 farklı seramik karşısında aşınma özelliğini inceledikleri çalışmalarında, lityum disilikat restorasyonlarda glaze ısıl işlemine göre parlatma işleminin tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Yapılan çalışmalarda cilanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya restorasyonların aşındırmasıyla ilgili farklı sonuçlar belirtilmiştir. Bu sonuçların klinik olarak kabul edilebilir limitler dahilinde olduğu gözlenmiştir. İn-vivo çalışmamızda, standardizasyonun sağlanması amacıyla monolitik zirkonya restorasyonların yüzey bitirme işlemleri de zirkonyum destekli restorasyonlar gibi glaze ısıl işlem ile bitirilmiş ve restorasyonlar ile karşıt arkında meydana gelen aşınma miktarı değerlendirilmiştir.

Aşınma miktarının belirlenmesi amacı ile yapılan çalışmalarda aşınma tespitinde; yükseklik, alan veya hacim olmak üzere farklı şekillerde ölçüm yapıldığı görülmektedir (Mitov ve ark., 2012, Janyavula ve ark., 2013, Sabrah ve ark., 2013, Amer ve ark., 2014, Lawson ve ark., 2014, D’Arcangelo ve ark., 2016, Rupawala ve ark., 2017). Aşınma miktarının tespitinde kullanılan en ideal yöntemin üç boyutlu (3D) görüntülerinin karşılaştırılması olduğu bilinmektedir. Üç boyutlu görüntü ölçümleri mikro BT tarayıcılar, kontak profiller, temassız beyaz ışık veya lazer tarayıcılar ile yapılabilmektedir (De Long, 2006). Bu tarayıcılar sayesinde elde edilen kantitatif değerler kolay bir şekilde karşılaştırılmakta ve meydana gelen hacim kayıpları belirlenebilmektedir. Bu cihazlar verilerin depolanmasına olanak sağlamaktadır ve hem klinik hem de laboratuvar çalışmalarında kullanımları mümkündür (AL-Omiri ve ark., 2010, Preis ve ark., 2011, Mitov ve ark., 2012). Çalışmamızda intraoral kamera ile yapılan tarama sonrası elde edilen dijital modellerin STL dosyaları Geomagic Control Programı ile karşılaştırılarak meydana gelen aşınma miktarları değerlendirilmiştir.

Al-Hiyasat ve arkadaşları (1998) seramik materyalinin 1 yılda karşıt diş minesini aşınmasını inceledikleri in-vitro çalışmada seramiğin karşıt diş minesini 0,6- 0,9 mm. aşındırdığını ve karşıt diş minesini doğal diş minesinden daha fazla aşındırdığını belirtmişlerdir. Jung ve arkadaşları (2010) üç farklı yüzey bitirme işlemi uygulanan zirkonya materyalinin (Zirkonzahn Prettau), karşıt dentisyonun mine dokusunda kayıp oluşturmasını inceledikleri çalışmalarında, cilalanmış zirkonyanın; glaze işlemi uygulanmış ve porselenle veneerlenmiş zirkonyaya göre belirgin ölçüde az aşındırdığını belirtmişlerdir. Porselenle veneerlenmiş zirkonya restorasyonların karşıt diş minesinde oluşturduğu aşınma diğer gruplara göre fazla bulunmuştur. Sripetchdanond ve Leevailoj 2014'de monolitik zirkonya, kompozit rezin, lityum disilikat seramik materyallerinin ve mine dokusunun, diş minesini üzerinde meydana getirdiği aşınmayı değerlendirdikleri çalışmalarında, lityum disilikat materyalinin, monolitik zirkonya ve kompozit rezine göre daha fazla aşınma meydana getirdiğini bildirmişlerdir. Stober ve arkadaşları (2014) monolitik zirkonya kronların 6 aylık klinik kullanımında minede oluşturduğu aşınmayı inceledikleri çalışmalarında, monolitik zirkonya kronların doğal dişlerin karşıt diş minesini aşındırmasından daha fazla aşındırdığını bulmuşlardır. Tan ve Çömlekoğlu'nun 2016'da yapmış oldukları çalışmada, posterior bölge 3 üyeli monolitik zirkonya ile üstyapısı veneer seramik olan çift tabakalı zirkonya restorasyonların karşıt mineyi aşındırmasını değerlendirmişlerdir. Monolitik zirkonya restorasyonların karşıt mineyi, çift tabakalı restorasyonlara göre belirgin olarak daha az aşındırdığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre, karşıt dentisyonda oluşan ortalama aşınma değerleri çift tabakalı restorasyonlarda $0,286 \pm 0,185 \text{ mm}^3$ iken monolitik zirkonya restorasyonlarda $0,165 \pm 0,120 \text{ mm}^3$ olarak elde edilmiştir. Diğer çalışmaların sonuçlarına paralel olarak bizim çalışmamızda da zirkonyum destekli restorasyonların karşıt dentisyonunda oluşan aşınmanın istatistiksel olarak fazla olduğu bulunmuştur.

Lawson ve arkadaşları 2014 yılında yapmış oldukları in vitro çalışmada, farklı yüzey işlemleri uygulanan lityum disilikat seramik ve monolitik zirkonya materyallerinin, feldspatik seramik ve diş minesinde meydana gelen aşınma değerlendirilmiş ve en fazla aşınmanın feldspatik seramik materyallerinde meydana geldiğini; monolitik zirkonya materyali için ise cilalanmış zirkonya yüzeyinde fark

edilebilir bir aşınma olmadığını, glazelenmiş zirkonya yüzeyinde ise 400 000 döngü yaşlandırma sonrasında $0,57\pm 0,13 \text{ mm}^3$ aşınma miktarı olduğunu bildirmişlerdir. Stawarczyk ve arkadaşları (2016) cilalanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya materyallerinin optik ve mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, glazelenmiş zirkonya örneklerin mine karşısında, cilalanmış örneklere göre daha fazla aşınmaya uğradıklarını bildirmişlerdir (Stawarczyk ve ark., 2016). Tan ve Çömlekoğlu (2016) yaptıkları in vivo çalışmanın sonuçlarına göre, mine karşısındaki monolitik zirkonya ve üstyapısı veneer seramik olan çift tabakalı restorasyonların belirgin olarak aşınmadığı bulunmuştur. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre; restorasyonlarda oluşan aşınma miktarları restorasyon tipine göre farklılık göstermemiştir (Çift tabakalı restorasyonlarda $0,088 \pm 0,089 \text{ mm}^3$ iken monolitik restorasyonlarda $0,093 \pm 0,076 \text{ mm}^3$).

Mevcut çalışmalar ışığında zirkonya restorasyonlarda dayanıklılığı arttırmak için aşağıdaki koşullar göz önünde bulundurulmalıdır (Agustín-Panadero ve ark., 2014; Lucas ve ark., 2015; Hamza ve Sherif, 2017; Bankoğlu Güngör ve ark., 2017).

1. Diş preparasyonu basamaklı olmalıdır, yüzeyde keskin köşe ve kenar gibi gerilim oluşturacak alanlar bırakılmamalıdır.
2. İnteroklüzal mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda monolitik restorasyonlar tercih edilmeli bunun yanı sıra restorasyon kalınlığının hiçbir koşulda 0.5 mm'nin altına indirilmemelidir.
3. Hem monolitik hem de tabakalı restorasyonlarda üretici firmanın kullanım kılavuzları doğrultusunda şekillendirme, sinterleme ve soğutma yapılmalıdır.
4. Tabakalı zirkonya restorasyonlar da firmaların kendi ürünleriyle uyumlu olduklarını belirttikleri üstyapı porselenleri dışındaki porselenlerle çalışılmamalıdır ve kullanılabilen üstyapı porselenlerinden ısı genleşme katsayısı zirkonyaya en yakın olanı tercih edilmelidir.
5. Tabakalı restorasyonlarda altyapı-üstyapı kalınlığı oranına dikkat edilmeli ve desteksiz üstyapı porseleni kullanımından kaçınılmalıdır. Üstyapı porseleninin 2 mm'den fazla olmamasına dikkat edilmelidir.

6. Altyapının dişe ya da modele uyumlandırılması sırasında aşındırılma yapılması gerekirse mutlaka su soğutması altında, küçük elmas grenlerine sahip frezler yardımıyla kısa süreli aşındırmalar yapılmalıdır. Aşındırma sonrasında restorasyon yüzeyinin mekanik olarak cilalanması gerekmektedir; pürüzlü bırakılmamalıdır.
8. Zirkonya restorasyonlar her ne kadar geleneksel simanlar ile kullanılabilen bir materyal olsa da adeziv simantasyon sonrası, mikrosızıntının daha az olacağı ve dayanımının artacağı unutulmamalıdır.
9. Bununla birlikte diğer tüm restorasyon tiplerinde olduğu gibi zirkonya restorasyonlarda da uzun dönem başarının ancak uygun endikasyon, ideal hazırlık ve kurallara uygun üretim sürecini takiben önerilen yöntemlerle simantasyon sonrasında elde edilebileceği unutulmamalıdır.

8. SONUÇ

Bu çalışmada elde edilen veriler doğrultusunda şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmamızda, zirkonya restorasyonların 1 yıllık klinik takibinde klinik olarak kabul edilebilir olduğu bulunmuştur. Başlangıç, 6 ay ve 1 yıllık takip periyotlarında monolitik ve çift tabakalı zirkonya restorasyonların klinik başarıları arasında anlamlı fark olmadığı gözlenmiştir.
2. FDI kriterleri kullanılarak yapılan incelemelerde “renk uyumu ve translusensi” değerlendirmelerinde zirkonyum destekli restorasyonların; “estetik ve anatomik form” değerlendirmelerinde monolitik zirkonya restorasyonların daha başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür. Diğer klinik değerlendirme skorlarında anlamlı farkların olmadığı tespit edilmiştir.
3. Her iki restorasyon tipinde de simantasyonu takiben postoperatif hassasiyetlerin oluşabildiği bildirilmiştir. Ancak 6.aya kadar bu hassasiyetin ortadan kalktığı ve çalışmadaki tüm vital dişlerin 1. yıl sonunda vitalitesini koruduğu görülmüştür.
4. Her grubun 1. yıl sonundaki sağ kalım oranları %100 olarak belirlenmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonların sağ kalım oranlarında zirkonyum destekli restorasyonlar kadar başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür. Estetik, fonksiyonel ve biyolojik kriter skorları klinik olarak kabul edilebilir seviyede gözlenmiş ve 1.yıl sonunda restorasyonlarda yenileme gereksinimi olmamıştır.
5. Çalışmamızda kullanılan 2 restorasyon materyalinde de periodontal klinik parametreler skorlarında zaman içerisinde olumlu değişimler görülmüştür. Bu değişimlerin restorasyon uygulanan bölgedeki enflamasyonun azalması ve bilincin artması ile ilişkili olabileceği sonucuna varılmıştır.

6. Zirkonyum destekli restorasyonlarda renk açısından hasta memnuniyetinin, monolitik zirkonya restorasyonlara göre daha fazla olduğu görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği açısından uzun dönemde hasta memnuniyeti açısından gruplar arasında anlamlı farklar görülmemiştir. Hasta notlamasından elde edilen verilere göre kullanım süresinin artmasıyla hasta memnuniyetinin arttığı gözlenmiştir.
7. Monolitik zirkonya restorasyonlarda marjinal ve internal adaptasyon değerleri ortalama $85,33 \pm 15,09 \mu\text{m}$; zirkonyum destekli restorasyonlarda ise $98,58 \pm 17,84 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Monolitik zirkonya restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonları, zirkonyum destekli restorasyonlardan anlamlı olarak daha uyumlu tespit edilmiştir. Restorasyonların premolar ve molar dayanaklarının iç ve kenar uyumları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.
8. Restorasyonlarda oluşan ortalama aşınma miktarı çift tabakalı restorasyonlarda $0,088 \pm 0,089 \text{ mm}^3$ iken monolitik restorasyonlarda $0,093 \pm 0,076 \text{ mm}^3$ olarak; karşıt dentisyonda oluşan ortalama aşınma değerleri ise çift tabakalı restorasyonlarda $0,286 \pm 0,185 \text{ mm}^3$ iken monolitik restorasyonlarda $0,165 \pm 0,120 \text{ mm}^3$ olarak elde edilmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonların, karşıt dentisyonda istatistiksel olarak daha az aşınmaya sebep olduğu tespit edilmiştir. Monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli restorasyonlarda meydana gelen aşınma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
9. Klinik açıdan bakıldığında, çift tabakalı sistemlerin zaman alıcı olması ve üretim maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle, estetiğin önemli olmadığı posterior bölgede monolitik restorasyonların kullanımı önerilebilir.

9. KAYNAKLAR

1. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2015;114:554-9.
2. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent.* 2014;2014:1-15.
3. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont.* 2010;19:340-346.
4. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006;22:857-863.
5. Aeran H, Kumar V, Seth J, Sharma A. computer aided designing-computer aided milling in prosthodontics: a promising technology for future. *IJSS Case Report & Reviews.* 2014;1(1):23-27.
6. Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruiz MF, Fons- Font A. Zirconia in fixed prosthesis: A literature review. *J Clin Exp Dent.* 2014;6:66-73.
7. Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig.* 2016;2:291-300.
8. Akın A. CAD/CAM ve preslenebilir tüm seramik sistemleri ile yapılan kronların marjinal ve internal uyumlarının in vivo ve in vitro karşılaştırmalı olarak araştırılması. E.U. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011, İzmir (Danışman: Prof. Dr. S Toksavul).
9. Al Hamad KQ, Al Quran FA, AlJalam SA, Baba NZ. Comparison of the accuracy of fit of metal, zirconia, and lithium disilicate crowns made from different manufacturing techniques. *J Prosthodont.* 2019;28(5):497-503.

10. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;8:641-652.
11. Al-Atyaa ZT, Majeed MA. comparative evaluation of the marginal and internal fitness of monolithic CAD/CAM zirconia crowns fabricated from different conventional impression techniques and digital impression using silicone replica technique. *Biomedical & Pharmacology Journal* 2018;11(1):477-490.
12. Al-Hiyasat A, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. Investigation of human enamel wear against four dental ceramics and gold. *J Dent.* 1998;26:487-95.
13. Al-Omiri MK, Harb R, Abu Hammad OA, Lamey PJ, Lynch E, Clifford TJ. Quantification of tooth wear: Conventional vs new method using toolmakers microscope and a three-dimensional measuring technique. *J Dent.* 2010;38(7):560-568.
14. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;3:283-290.
15. Amer R, Kurklu D, Johnston W. Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2015;114:260-265.
16. Amer R, Kurklu D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium- stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1151-1155.
17. Anunmana C, Charoenchitt M, Asvanund C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(4):253-258.
18. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res.* 2003;17:43-48.
19. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2012;28:102-111.

20. Arezoobakhs A, Shayeg SS, Ghomi AJ, Hakimaneh SMR. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. *J Prosthet Dent.* 2019;122(3):256-264.
21. Asapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent.* 2013;109:226-33.
22. Aslam K, Nadim R. A review on cad-cam in dentistry. *JPDA.* 2015;24(03):112.
23. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009;101:239-247.
24. Ayyıldız S, Uyar HA, Yuzugullu B. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. *J Dent Fac Ataturk Uni.* 2009;19:219-226.
25. Bagheri R, Burrow MF, Tyas MJ. Surface characteristics of aesthetic restorative materials an SEM study. *J Oral Rehab.* 2007;34(1):68-76.
26. Bahat Z, Mahmood DJ, Vult von Steyern P. Fracture strength of three-unit fixed partial denture cores (Y-TZP) with different connector dimension and design *Swed Dent J.* 2009;33(3):149-159.
27. Bajoghli F, Sabouhi M, Nosouhian S, Davoudi A, Behnamnia Z. comparing the accuracy of three different impression materials in making duplicate dies. *JIOH.* 2015;7(7):12-6.
28. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H. Clinical study on the success of posterior monolithic zirconia crowns and fixed dental prostheses: preliminary report *Acta Odontol Turc.* 2017;34(3):104-8.
29. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):473-480.
30. Baroudi K, Ibraheem SN. assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: A review of the literature. *J Int Oral Health.* 2015;7(4):96-104.

31. Bartlett D, Ganss C, Lussi A. Basic erosive wear examination (BEWE): A new scoring system for scientific and clinical needs. *Clin oral invest.* 2008;12:65-68.
32. Başbuğ S. Gövde uzunluğunun zirkonya altyapılı sabit parsiyel protezlerin klinik başarısına etkisi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2012, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. D Gemalmaz).
33. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont.* 2012;25:79-85.
34. Berthelsen CL, Stille KR. Automated personal health inventory for dentistry: A pilot study. *J Am Dent Assoc.* 2000;131:59-66.
35. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 2009;25:94-102.
36. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204:505-511.
37. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Güh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int.* 2010;41(8):631-7.
38. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Mater.* 2012;28(4):449-56.
39. Bhargava S, Doi H, Kondo R, Aoki H, Hanawa T, Kasugai S. Effect of sandblasting on the mechanical properties of Y-TZP zirconia. *Biomed Mater Eng.* 2012;22(6):383-398.
40. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006;22:29-36.
41. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown coping on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005;32:441-447.

42. Bindl A, Mormann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci.* 2004;112(2):197-204.
43. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer- aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont.* 2015;18:219-24.
44. Boitelle P, Tapie L, Mawussi KB, Fromentin O. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: Comparison of 2D and 3D measurement methods. *J Prosthet Dent.* 2018;119:75-81.
45. Bona AD, Kelly R. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008;139(4):8-13.
46. Borges GA, Sophr AM, Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):479-88.
47. Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of CEREC-3 crowns. *Int J Comput Dent.* 2002;5:177-82.
48. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence international.* 2007;38(7):425-32.
49. Bömicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M. Short-term prospective clinical evaluation of monolithic and partially veneered zirconia single crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2017;29(1):22-30.
50. Burgess J, Janyavula S, Lawson NC, Lucas TJ, Cakir D. Enamel wear opposing polished and aged zirconia. *Oper Dent.* 2014;39:189-94.
51. Calvert G. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. *British Dental Journal.* 2010;209-299.
52. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YC, Perez A, Kang M. Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: case series. *Int J Dent.* 2015;1:1-7.

53. Cardelli P, Manobianco FP, Serafini N, Murmura G, Beuer F. Full-arch, implant-supported monolithic zirconia rehabilitations: pilot clinical evaluation of wear against natural or composite teeth. *J Prosthet Dent.* 2015;10.1111:1-5.
54. Carranza FA, Ubios AM. The tooth-supporting structures. In: Carranza FA, Newman MG, eds. *Clinical Periodontology*, 8th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1996:30-51.
55. Casucci A, Mazzitellia C, Monticelli F, Toledanoc M, Osorioc R, Osorioc E, Papacchinia F, Ferrari M. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater.* 2010;26:751-760.
56. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials.* 2004;25:5539-5545.
57. Chistensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain fused to metal or zirconia based? *J Am Dent Assoc.* 2007;138(5):662-5.
58. Cogolludo PG, Suarez MJ, Pelaez J, Lozano JF. Influence of melting and casting methods and finish line design on the marginal discrepancy of nickelchromiumtitanium alloy crowns. *The International journal of prosthodontics.* 2010;23(5):443-5.
59. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater.* 2013;29(2):174-80.
60. Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper dent.* 2009;34(5):586-92.
61. Conrad HJ, Seong W, Igor JP. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98:389-404.
62. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110:447-454.

63. Coşkun E. CAD/CAM teknolojisiyle üretilen farklı tam seramik inlay/onlay restorasyonların marjinal uyumlarının ve klinik başarılarının in vivo olarak değerlendirilmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2018, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Y Özkan).
64. Cox CF. Evaluation and treatment of bacterial microleakage. *Am J Dent.* 1994;7:293-295.
65. Cuiling L, Liyuan Y, Xu G, Hong S. Influence of coping material selection and porcelain firing on marginal and internal fit of computer-aided design/computer- aided manufacturing of zirconia and titanium ceramic implant-supported crowns. *West China J Stomat.* 2016; 34(3):262-6.
66. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006;34(3):195-206.
67. Çelik M, Bural C, Bayraktar G. Diş hekimliğinde zirkonya uygulamaları. *J Dent Fac Ataturk Uni.* 2014;8:106-116.
68. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondini GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):350-355.
69. Datla SR, Alla RM, Allurji VR, Jithendra BP, Konakanchi A. Dental Ceramics: Part II- Recent Advances in Dental Ceramics. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2015;3(2):19-26.
70. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L. An up to 20-year retrospective study of 4-unit fixed dental prostheses for the replacement of 2 missing adjacent teeth. *Int J Prosthodont.* 2008;21(3):259-66.
71. De Kler, M., De Jager, N., Meegdes, M., Van der Zel, JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered YTZP zirconia discs. *J Oral Rehabil.* 2007;34(11):841-7.
72. De Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2015;114(1): 59-66.

73. Della Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky Jr JJ. Characterization and surface treatment effects on topography of a glassinfiltrated alumina/ zirconia-reinforced ceramic. *Dent Mat.* 2007;23:769-775.
74. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater.* 2006;22: 702–711.
75. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014;93:1235-1242.
76. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008; 24:299-307.
77. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surface. *Dent Mater.* 2005; 21(12):1158-62.
78. Derand, P, Derand, T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide-ceramics. *Int J of Prost.* 2000; 13(2):131-135.
79. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):135-41.
80. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater.* 2014;30(12):419-424.
81. El-Naga AAA, El- Fallal AA, Ibraheim SAAE, Alaraby HA. Fracture strength of two zirconia all-ceramic crown systems: influence of intaglio surface conditioning mansoura. *J Dent.* 2014;1(3):67-71.
82. Emiroğlu Ş. İnley-Onley Restorasyonların Simantasyonu Sırasında On ısıtma Uygulamasının Klinik Başarıya Etkisi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2015, İstanbul (Danışman: Doc. Dr. BA Evren).
83. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005; 93:551-558.
84. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: Influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *J Prosthet Dent.* 2014;112:155-162.

85. Fasbinder D. Using digital technology to enhance restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2012;33(9):666-8.
86. Ferrari M, Keeling A, Mandelli F, Lo Giudice G, Garcia-Godoy F, Joda T. The ability of marginal detection using different intraoral scanning systems: A pilot randomized controlled trial. *Am J Dent.* 2018;31(5):272-276.
87. Ferrini F, Sannino G, Chiola C, Capparé P, Gastaldi G, Gherlone EF. Influence of intra-oral scanner (I.O.S.) on the marginal accuracy of cad/cam single crowns. *Int J Environ Res Public Health.* 2019;16(4):544.
88. Folwaczny M, Mehl A, Kunzelmann K, Hickel R. Determination of changes on toothcolored cervical restorations in vivo using a three-dimensional laser scanning device. *Eur J Oral Sci.* 2000;108:233-238.
89. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF. durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prost.* 2011;20:84-92.
90. Fradeani M, Aquilano A, Corrado M. Clinical Experience with In-Ceram Spinell crowns: 5-year follow-up. *Int J Perio Rest Dent.* 2002;22:525-533.
91. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. 5-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36:105-113.
92. Friedl KH, Schmalz G, Hiller A, Saller A. In vivo evaluation of a felspathic ceramic system: 2 year results. *J Dent.* 1996;24:25-31.
93. Gargari M, Gloria F, Napoli E, Pujia A.M, Zirconia: cementation of prosthetic restorations. Literature review, *Oral implantol.* 2010;3:25-29.
94. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent.* 1995;73(1):49-54.
95. Gemalmaz D, Ergin S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;87(2):189-196.
96. Goodarche CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003;90:31-41.
97. Goswami R, Arora G, Priya A. CAD/CAM in Restorative Dentistry: A Review. *BBB.* 2014;2(4):591-597.

98. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in-vitro studies. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):590-597.
99. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NS, Bonfante EA. New Classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015;28:227–235.
100. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *The J Prosthet Dent.* 2011;105(4):249-55.
101. Griffin JD. Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dent Today.* 2013;32(1):124-131.
102. Grohmann P, Bindl A, Hämmerle 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;46:871-80.
103. Guazzato et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glassinfiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:441-48.
104. Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater.* 2013;29:307-316.
105. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Amer.* 2011;55(2):333-52.
106. 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. *Int J Prosthodont.* 2010;23(5):434-42.
107. Gürdal P, Cankaya H, Onem E, Dinçer S, Yılmaz T. Factors of patient satisfaction/dissatisfaction in a dental faculty outpatient clinic in Turkey. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2000;28:461-469.

108. Ha SJ, Cho JH Comparison of the fit accuracy of zirconia- based prostheses generated by two CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:439-48.
109. Habib SR, Asiri W, Hefne MJ. Effect of anatomic, semi-anatomic and non-anatomic occlusal surface tooth preparations on the adaptation of zirconia copings. *The J Adv Prost.* 2014;6(6):444-50.
110. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, et al. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *Journal of biomedical materials research Part B. Applied biomaterials.* 2012;100(2):447-56.
111. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Köbel S, Trottenberg T, et al. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):341-9.
112. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2017;117(6):762-766.
113. Hara M, Takuma Y, Sato T, Koyama T, Yoshinari M. Wear performance of bovine tooth enamel against translucent tetragonal zirconia polycrystals after different surface treatments. *Dent Mater J.* 2014;33:811-817.
114. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):10-5.
115. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2014;35(1):38-43.
116. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clin Oral Invest.* 2010;14:349-366.
117. Hoang LN, Thompson GA, Cho SH, Berzins DW, Ahn KW. Die spacer thickness reproduction for central incisor crown fabrication with combined computer-aided design and 3D printing technology: an in-vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015;113(5):398-404.

118. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, et al: Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62:405-408.
119. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67(6):859-865.
120. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* 2015;113:623-627.
121. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2016;116(3):440-449.
122. Irfan U, Aslam K, Nadim R. A review on cad cam in dentistry. *J Pak Dent Assoc.* 2015; 24(3):112-116.
123. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent.* 2011;106: 29-37.
124. Jain R, Takkar R, Jain GC, Takkar RK, Deora N. CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *J Prost Rest Dent.* 2016;2(2):33-36.
125. Jalalian E, Zarbakhsh A, Mohtashamrad Z, Nourbakhsh N, Jafarpour E. In vitro effect of porcelain firing cycle and different thicknesses of ips e.max cad core on marginal accuracy of all-ceramic restorations. *J Dent.* 2015;12(11):815-22.
126. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent.* 2013;109:22-29.
127. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Von Steyern PV. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odont Scand.* 2014;72(2):145-153.
128. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont.* 2010;2:111-5.

129. Kahramanoglu E, Kulak-Ozkan Y. Marginal and internal adaptation of different superstructure and abutment materials using two different implant systems for five-unit implant-supported fixed dental prosthesis: an in-vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28:1207-16.
130. Kale E, Seker E, Yilmaz B, Ozcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent*. 2016;116(6):890-895.
131. Kalpana D, Harish G, Mahesh PC, Suhasaria S, Madhuri V, Brunda K. CAD/CAM in dentistry- a Review. *Int J Research Dent*. 2015;5(2):14-21.
132. Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Dental computer aided design-computer aided manufacturing (CAD/CAM) systems. *J Dent Fac Ataturk Uni*. 2008;18(1):25-32.
133. Keban S. Monolitik zirkonyumun farklı dental materyaller ve mine karşısında meydana getirdiği aşınmanın değerlendirilmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2017, İstanbul (Danışman: Doç. Dr. C Yıldız).
134. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*. 2008;24:289-98.
135. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18-32.
136. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am*. 2004;48:513-530.
137. Kern M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol*. 2009;23(7-8):1097-111.
138. Keul C, Liebermann A, Roos M, Uhrenbacher J, Stawarczyk B. The effect of ceramic primer on shear bond strength of resin composite cement to zirconia: A function of water storage and thermal cycling. 2013;144:1261-1267.
139. Kılıcarslan MA, Ozkan P, Uludag B, Mumcu E. Comparison of internal fit between implant abutments and cast metal crowns vs laser-sintered crowns. *The J Cont Dent Prac*. 2014;15(4):428-32.
140. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(3):296-304.

141. Kim HK, Kim SH. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2014;30:229-37.
142. Kitasako Y, Sasaki Y, Takagaki T, Sadr A, Tagami J. Age-specific prevalence of erosive tooth wear by acidic diet and gastroesophageal reflux in Japan. *J Dent.* 2015;43(4):418-423.
143. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2000;84:492-8.
144. Kocaagaoglu H, Kiliç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *J Prosthet Dent.* 2017;117:102-8.
145. Koizumi H, Nakayama D, Kombine F, Blatz MB, Matsumura H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *J Adhes Dent.* 2012;14:385-392.
146. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *J Prosthodont Res.* 2011;55(1):40-3.
147. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci.* 2010;52(4):531-539.
148. Komine F, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H. Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *J Oral Sci.* 2012;54:39-46.
149. Konstantinidis I, Trikka D, Gasparatos S, Mitsias ME. clinical outcomes of monolithic zirconia crowns with cad/cam technology: A 1-year follow-up prospective clinical study of 65 patients. *Int J Environ Res Public Health.* 2018;12;15(11).
150. Külünk S, Külünk T, Ural C, Kurt M, Baba S. Effect of air abrasion particles on the bond strength of adhesive resin cement to zirconia core. *Acta Odontol Scand.* 2011;69:88-94.
151. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture strength of aged monolithic and bilayered zirconia-based crowns. *Biomed Res Int.* 2015;44-47.

152. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil.* 2008;35(2):116-122.
153. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32:275-283.
154. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent.* 2014;42(12):1586-1591.
155. Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2015;42:467-480.
156. Lee B, Oh KC, Haam D, Lee JH, Moon HS. Evaluation of the fit of zirconia copings fabricated by direct and indirect digital scanning procedures. *J Prosthet Dent.* 2018;120:225-31.
157. Lee K, Yeo I, Yang JH, Han JS, Kim SH, Yi YJ, Kwon TK. Effects of Computer-Aided Manufacturing Technology on Precision of Clinical Metal-Free Restorations, *BioMed Research Int.* 2015;(2015):619027.
158. Lindunger A, Smedberg JI. A retrospective study of the prosthodontic management of patients with amelogenesis imperfecta. *Int J Prosthodont.* 2005;18:189-194.
159. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig.* 2017;21(4):1165-1172.
160. Lu T, Peng L, Xiong F, et al. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):363-68.
161. Luangruangrong P, Cook NB, Sabrah AH, Hara AT, Bottino MC. Influence of fullcontour zirconia surface roughness on wear of glass-ceramics. *J Prosthodont.* 2014;23(3):198-205.
162. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dent Mater.* 2015;31:1487-92.

163. Lugh V, Sergo V. Low temperature degradation-aging of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010;26(8):807-20.
164. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *The Int J Prost.* 2004;17(6):680-5.
165. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2002;81:487-91.
166. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CHF. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006;22(2):195-200.
167. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of workshop. *J Dent.* 1999;24:141-8.
168. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):149.
169. Mantri SS, Bhasin AS. CAD/CAM in dental restorations: an overview. *A Esses Dent.* 2010;2(3):123-128.
170. Marquillier T, Doméjean S, Le Clerc J, Chemla F, Gritsch K, Maurin JC, Millet P, Pérard M, Grosogeat B, Dursun E. The use of FDI criteria in clinical trials on direct dental restorations: A scoping review. *J Dent.* 2018;68:1-9.
171. Mathis RS, Wald JP, Moody CR. Marginal leakage in class V composite resin restorations with glass ionomer liners in vitro. *J Prosthet Dent* 1990;63:522-524.
172. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry-part I: classes of materials. *Inside Dentistry.* 2009;5(9):94-105.
173. McLaren EA, Giordano RA. zirconia-based ceramics: material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain. *Quintessence Dent Technol.* 2005;1:99-111.

174. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in-vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131:107-111.
175. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85:61-66.
176. Mitov G, Heintze SD, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behaviour of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater.* 2012;28:909-918.
177. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater.* 2009;28(1): 44-56
178. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57:236–261.
179. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont.* 2008;21(3): 223-227.
180. Monaco C, Caldari M, Scotti R. Clinical evaluation of zirconia-based single crowns: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont.* 2013;26:435-442.
181. Monaco C, Cardelli P, Scotti R, Valandro LF. Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *J Prosthodont.* 2011;20:97-100.
182. Monaco C, Ferrari M, Caldari M, Baldissara P, Scotti R. Comparison of 2 bonding systems and survival of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2006;19:577-85.
183. Moon JE, Kim SH, Lee JB, Ha SR, Choi YS. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater.* 2011;27:651-663.
184. 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. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:113-125.

- 185.Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:7-13.
- 186.Mueninghoff LA, Dunn SK, Leinfelder KF. Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent.* 1990;3:192-194.
- 187.Mulay G, Dugal R, Buhranpurwala M. An evaluation of wear of human enamel opposed by ceramics of different surface finishes. *J Indian Prosthodont Soc.* 2015;15(2):111-118.
- 188.Naert I, Donk AVD, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil.* 2005;32:51-57.
- 189.Nakamura, T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress analysis of metalfree polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodont.* 2001;14(5):401-405.
- 190.Nakashima J, Taira Y, Sawase T. In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *Eur J Oral Sci.* 2016;124(3):295-300.
- 191.Näpänkangas R, Raustia A. An 18-year retrospective analysis of treatment outcomes with metal-ceramic fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2011;24(4):314-319.
- 192.Nawafleh NA, Mack F, Evans J, et al: Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont.* 2013;22:419-428.
- 193.Nejatidanesh F, Moradpoor H, Savabi O. Clinical outcomes of zirconia-based implant- and tooth-supported single crowns. *Clin Oral Investig.* 2016;20(1):169-78.
- 194.Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S. Surface damages of zirconia by Nd:YAG laser irradiation. *Dent Mater J.* 2010;29:536-541.
- 195.O' Keefe KL, Miller BH, Powers JM. In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materials. *Int J Prosthodont.* 2000;13:47-51.
- 196.O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd ed. Canada, Quintessence, 2002:132-146.

- 197.Ödman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(6):504-9.
- 198.Ohlmann B, Gruber R, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *J Prosthet Dent.* 2008;100:211-219.
- 199.Ok S. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen farklı tam seramik kron restorasyonların internal ve marjinal uyumları ile klinik başarılarının in vivo olarak değerlendirilmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2017, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Y Özkan).
- 200.Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater.* 2009;25:172-179.
- 201.Ozkurt-Kayhan Z. Monolithic Zirconia: A review of the literature. *Biomed Res.* 2016;27(4): 1427-1436.
- 202.Palacios RP. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cements. *J Prosthet Dent.* 2006;96:104-14.
- 203.Park JH, Park S, Lee K, Yun KD, Lim HP. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.* 2014;111:20-29.
- 204.Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Serrano JF, Suarez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont.* 2012;25(5):451-8.
- 205.Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20:1-25.
- 206.Pihlaja J. Treatment Outcome of Zirconia Single Crowns and Fixed Dental Prostheses. University of Oulu. Doktora Tezi, 2016, Finlandiya (Danışman: Prof. Dr. A Raustia).
- 207.Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All- Ceramic System. *J Prosthodont.* 2005;14:39-45.
- 208.Pjetursson BE, Lang P. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *J Oral Reh.* 2008;35(1):72-79.

209. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015;31:624-639.
210. Poggio CE, Dosoli R, Ercoli C. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. *J Prosthet Dent* 2012; 107:316-21.
211. Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent.* 2012;40:921-928.
212. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Handel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater.* 2011;27:796-804.
213. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent.* 2015;43(1):133-139.
214. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int.* 2013;44:393-405.
215. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohammed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006;96(4):237-44.
216. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012;107(3):170-177.
217. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-562.
218. Randall RC, Wilson NHF. Clinical testing of restorative materials some historical landmarks. *J Dent.* 1999;27:543-50.

- 219.Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all- ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:174-9.
- 220.Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011;90:937-952.
- 221.Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures; 7 year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2013;26:167-71.
- 222.Rinke S, Wehle J, Schulz X, Bürgers R, Rödiger M. prospective evaluation of posterior fixed zirconia dental prostheses: 10-year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2018;31(1):35-42.
- 223.Rodiger M, Heinitz A, Bürgers R, Rinke S. Fitting accuracy of zirconia single crowns produced via digital and conventional impressionsda clinical comparative study. *Clin Oral Investig.* 2017;21:579-87.
- 224.Roperto RC, Oliveira MP, Porto TS, Ferreira LA, Melo LS, Akkus A. Can tooth preparation design affect the fit of CAD/CAM restorations? *Compend Contin Educ. Dent.* 2017;38(3):13-17.
- 225.Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(1):297-307.
- 226.Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics.* 5th ed. St. Louis: Elsevier; 2016. p:167-440.
- 227.Rupawala A, Musani SI, Madanshetty P, Dugal P, Shah UD, Sheth EJ. A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and the subsequent phase transformation compared to two other ceramic systems. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;17(1):8-14.
- 228.Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater.* 2013;29:666-673.
- 229.Sadid-Zadeh R, Liu PR, Aponte-Wesson R, O'Neal SJ. Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: A clinical report. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2):209-217.

- 230.Sadowsky SJ. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 96:433-42.
- 231.Saeidi Pour R, Edelhoff D, Rafael CF, Prandtner O, Frei S, Maziero Volpato CA, Liebermann A. Combining esthetic layering and lithium disilicate sintering technique on zirconia frameworks: a veneering option to prevent ceramic chipping. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2017;37:561-569.
- 232.Saiki O, Koizumi H. Wear characteristics of polished and glazed lithium disilicate ceramics opposed to three ceramic materials. *J Oral Sci*. 2016;58(1):117-123.
- 233.Sailer I, Balmer M, Hüsler J, Hämmerle CHF, Känel S, Thoma DS. 10-year randomized trial (RCT) of zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent*. 2018;76:32-39.
- 234.Sailer I, Bonani T, Brodbeck U, Hammerle CH. Retrospective clinical study of singleretainer cantilever anterior and posterior glass-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses at a mean follow-up of 6 years. *Int J Prosthodont*. 2013;26:443-50.
- 235.Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007;20:383-388.
- 236.Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year followup. *Int J Prosthodont* 2009;22:553-560.
- 237.Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metalceramic 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):603-623.
- 238.Saker S, Ibrahim F, Özcan M. Effect of different surface treatments on adhesion of In-Ceram Zirconia to enamel and dentin substrates. *J Adhes Dent*. 2013;15:369-376.
- 239.Sakornwimon N, Leevailoj C. Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *J Prosthet Dent*. 2017;118(3):386-391.

- 240.Samra APB, Morais E, Mazur RF, Vieira SR, Rached RN. CAD/CAM in dentistry-a critical review. *Rev Odonto Cienc.* 2016;31(3):140-144.
- 241.Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral Implantol.* 2014;7(3):57-70.
- 242.Santos GC, Santos MJMC, Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *Gen Dent.* 2013;12(4):36-40.
- 243.Sarikaya I, Hayran Y. Effects of dynamic aging on the wear and fracture strength of monolithic zirconia restorations. *BMC Oral Health.* 2018;18(1):146.
- 244.Sax C, Hammerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent.* 2011;14:183-202.
- 245.Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22(6):597-603.
- 246.Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012;40:154-162.
- 247.Schmitter M, Mueller D, Rues S. In-vitro chipping behavior of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil.* 2013;40:519-25.
- 248.Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;79:459-464.
- 249.Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* Ceviren: Unsal MK, Uşumez A. Sabit Protezin Temelleri. 3. basım, Quintessence Yayıncılık Ltd Şti., İstanbul; 2010; s:431-451.
- 250.Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the cAD/CAM system. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(5):515-22.

- 251.Silva N, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*. 2010;3:863-896.
- 252.Silva NR, Bonfante EA, Zavanelli RA, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG. Reliability of metalloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res*. 2010;89:1051-1056.
- 253.Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW. Comparative reliability analyses of zirconiumoxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc*. 2011;142:4-9.
- 254.Sinhori SB, Andrada MAC, Lopes GC, Junior SM, Baratieri LN. Influence of Teeth Preparation Finishing on the Adaptation of Lithium Disilicate Crowns. *Int J Biomater*. 2017;2017:2078526.
- 255.Soliman MSM, Mohsen CA, Omaima EM, Abu-Eittah MRH. Effect of different cement spaces on the vertical marginal gap of full anatomical zirconia bridges. *J Am Sci*. 2015;11(6):145-152.
- 256.Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*. 1990;64:18-24.
- 257.Spath C, Kordas B. Optimizaton of the static occlusion by “Occlual Surface Settling” in the Cerec 3D Software. *Int J Comput Dent*. 2006;9:121-126.
- 258.Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater*. 2014;33(1):79-85.
- 259.Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2014;112:1141-1150.
- 260.Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Bri Dent J*. 2004;196(12):766-70.
- 261.Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;59:128-138.

262. Stawarczyk B, Ozcan M, Schmutz F, Trottmann A, Ross M, Hammerle CHF. Twobody wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand.* 2013;71:102-112.
263. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil.* 2014;41:314-322.
264. Stober T, Bermejo JL, Schwindling F, Schmitter M. Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *J Oral Rehabil.* 2016;43(8):621-629.
265. Su N, Yue L, Liao Y, Liu W, Zhang H, Li X, Wang H, Shen J. The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. *J Adv Prosthodont.* 2015;7:214- 223.
266. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Cooper LF, Walter R. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. *J Prosthet Dent.* 2016;116(3):436-9.
267. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;35: 93-101.
268. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005;21(5):476- 482.
269. Şahin E, Aktaş G, Ozcan N, Aydın DH, Akca K. CAD/CAM clinical applications in restorative dentistry: sirona cerc system. *J Dent Fac Hacettepe Unı.* 2008;33(4):34-40.
270. Şener ID, Türker ŞB. Tam seramik restorasyonların kimyasal yapılarına göre sınıflandırılması. *J Dent Fac Ataturk Uni.* 2009;19:61-67.
271. Tan F. Bilgisayar ile Tasarlanarak Üretilen Translüsent Monolitik Zirkonya ve Çift Tabakalı Zirkonya Restorasyonların Klinik Başarılarının Değerlendirilmesi. E.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2016, İzmir (Danışman: Prof. Dr. E Çömlekoğlu).

272. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:654-666.
273. Tang Z, Zhao X, Wang H, Liu B. Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine (Baltimore).* 2019;98(40):17385.
274. Tartaglia GM, Sidoti E, Sforza C. Seven-year prospective clinical study on zirconia-based single crowns and fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2015;19(5):1137-1145.
275. Tezulas E, Yildiz C, Kucuk C, Kahramanoglu E. Current status of zirconia-based all-ceramic restorations fabricated by the digital veneering technique: a comprehensive review. *Int J Comput Dent.* 2019;22(3):217-230.
276. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.* 2001;26:367-74.
277. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont.* 2008;21(3): 217-22.
278. Tonetti MS, Bottenberg P, Conrads G, Eickholz P, Heasman P, Huysmans MC, et al. Dental caries and periodontal diseases in the ageing population: call to action to protect and enhance oral health and well-being as an essential component of healthy ageing-consensus report of group 4 of the joint EFP/ORCA workshop on the boundaries between caries and periodontal diseases. *J Clin Periodontol.* 2017;44(18):135-144.
279. Toprak Gunduz D, Ozdemir G, Bursa MC, Seyfioğlu Polat Z. Zirkonya altyapı ile veneer seramik arasındaki bağlantı başarısını etkileyen faktörler. *J Dent Fac Ataturk Uni.* 2016;2:370-376.
280. Torabi K, Vojdani M, Giti R, Taghva M, Pardis S. The effect of various veneering techniques on the marginal fit of zirconia copings. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(3):233-239.

- 281.Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont.* 2012;4:76-83.
- 282.Turk AG, Ulusoy M, Yuce M, Akin H. Effect of different veneering techniques on the fracture strength of metal and zirconia frameworks. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(6):454- 459.
- 283.Turssi CPM, Serra M. Wear of dental resin composites: Insights into underlying processes and assessment methods- A review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003;15(2):280-285.
- 284.Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clinical oral investigations* 2016;20(2):283-9.
- 285.Ulu H, Bayındır F. Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *J Dent Fac Ataturk Uni.* 2016;15:67-72.
- 286.Uludamar A, Aygun Ş, Ozkan YK. Zirconia full ceramic restorations. *J Dent Fac Ataturk Uni.* 2012; 5:132-141.
- 287.Ural C, Burgaz Y, Sarac D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence int.* 2010;41(7):585-90.
- 288.Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr: Ysgg laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003;90:24-30.
- 289.Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4:130- 151.
- 290.Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93:253-259.
- 291.Van Dijken JW, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin- enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dent Mater.* 2010;26:929-939.

292. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28:3-12.
293. Walton TR. The up to 25-year survival and clinical performance of high gold-based metal-ceramic single crowns. *Int J Prosthodont.* 2013;26(2):151-160.
294. Wildgoose, DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical review. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):136-143.
295. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *The Int J Prosthodont.* 2003;16(6):587-92.
296. Worni A, Katsoulis J, Kolgeci L, Worni M, Mericske-Stern R. Monolithic zirconia reconstructions supported by teeth and implants: 1- to 3-year results of a case series. *Quintessence Int.* 2017;48:459-467.
297. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling Wang. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater.* 2002;18:219-220.
298. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1437-40.
299. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri II. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2005;22:49-60.
300. Yeşil Duymuş Z, Çağlar I, Ateş SM. Lazer sistemlerin protetik diş tedavisinde kullanım alanları. *J Dent Fac Ataturk Uni.* 2015;13:145-150.
301. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013;29:1201-1208.
302. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014;30(10):1195-203.
303. Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterail penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001;34:547-553.

10. EKLER

Ek 5.1. Etik onayı



Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

<i>BAŞVURU BİLGİLERİ</i>	PROTOKOL KODU	09.2017.646
	PROJE ADI	Monolitik Zirkonya ve Zirkonyum Destekli Posterior Köprü Restorasyonlarının 1 Yıllık Klinik Takibi
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÖZNVANI/ADI	Yrd. Doç. Dr. Erkut KAHRAMANOĞLU

<i>KARAR BİLGİLERİ</i>	Tarih 03.11.2017
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve gerçekleştirilmesinde sakınca bulunmadığı için Kurulumuzca onaylanmasına ey birliği ile karar verilmiştir. Onay sonrasında yapılacak her türlü proje değişiklikleri (katılımcılar, başlık vb.) veya protokol değişikliklerinin Etik Kurula bildirilerek proje onayının yenilenmesi gerekmektedir.

<i>ÜYELER</i>						
Unvanı / Adı / Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu / EK Üyeligi	Onaylanan Proje ile İlişkisi		Toplantıya katılım	İmza
Prof.Dr. Haner DİRESKENELİ	Romatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/ Başkan	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Tülin ERGUN	Dermatoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Başkan Yrd.	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof. Dr. Şefik GÖRKEY	Tıp Tarihi ve Etik	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Handan KAYA	Patoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. M.Bahadır GÜLLÜOĞLU	Genel Cerrahi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Atilla KARAALP	Farmakoloji	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Semra SARDAŞ	Eczacı	M.Ü Eczacılık Fak./Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof.Dr. Başak DOĞAN	Diş Hekimi	M.Ü Diş Hekimliği Fak./Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Prof. Dr. Beste Melek ATASOY	Radyasyon Onkolojisi	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç. Dr. Elib KARAKOÇ AYDINER	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç.Dr. Meltem KORAY	Diş Hekimi	İstanbul Üniv. Diş Hekimliği Fak./Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç. Dr. Gürkan SERT	Hukukçu	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç.Dr: Figen DEMİR	Halk Sağlığı	Acıbadem Üniv. Tıp Fak.	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Doç.Dr. Pınar Mega TİBER	Biyofizik	M.Ü Tıp Fakültesi/Üye	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	
Gözde Aynur MİRZA	Sağlık Memuru olmayan kişi	Serbest	Var	Yok	<input type="checkbox"/> Evet <input checked="" type="checkbox"/> Hayır	

Ek 5.2. Onam formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

“Monolitik Zirkonya ve Zirkonyum Destekli Posterior Köprü Restorasyonlarının Bir Yıllık Klinik Takibi” isimli çalışmamız, Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalına, diğer anabilim dallarındaki tedavileri tamamlandıktan sonra ilk kez protez yaptırmak veya mevcut eski protezlerini değiştirmek amacıyla başvuran tek gövdeli üç üye arka diş restorasyonuna gereksinimi olan hastaların tedavisi ve sonrasında klinik takibini içermektedir.

Çalışmanın amacı; zirkonya esaslı sabit protezlerin klinik başarısını araştırmaktır. Bu çalışmaya; alt ya da üst çenelerde arka bölgede karşılıklı simetrik dişsiz boşlukları bulunan ve sabit protetik tedaviye gereksinimi olan hastalar dahil edilecektir. Bir sabit protez bir yarım çenede, diğer sabit protez ise diğer yarım çenede olacak şekilde konumlandırılacaktır. Bir taraftaki protezde zirkonya esaslı altyapının üstyapısı bilgisayar teknolojisiyle üretilecektir. Diğer taraftaki protezin ise zirkonya esaslı altyapısının üstyapısı, günümüzde kullanılan diğer tüm porselen işçiliğinde olduğu gibi geleneksel tabakalama yöntemiyle laboratuvarında üretilecektir. Hangi protezin hangi tarafa uygulanacağını belirlemek için size kapalı zarf tekniği ile kura çektirilecektir ve çıkan sonuç size bildirilmeden tedavi süreci başlatılacaktır. Protezin geleceği dişler, bölgesel anestezi altında kesilerek küçültülecektir. Küçülen dişlerde hassasiyet oluşabilmektedir. Bu durumu azaltmak için randevular arasında kullanılacak geçici protezler hazırlanacaktır. Protezlerin laboratuvar ve prova işlemlerini takiben nihai protez elde edilecektir ve protezleriniz yapıştırılacaktır. 1. hafta, 6. ay ve 1. yıllarda protezler ağız içerisinde protetik tedavinizi gerçekleştiren diş hekimi ve 1 gözlemci diş hekimi tarafından kontrol edilecek, sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilecektir.

Araştırmada yer alacak gönüllülerin sayısı 20 kişidir.

Bu araştırmada yer almanız için öngörülen süre 1 yıldır.

Bu çalışma yalnızca araştırma amaçlıdır ve araştırmadan doğrudan bir yarar sağlanması söz konusu değildir. Ancak bu çalışmadan çıkarılan sonuçlar başka insanların yararına kullanılabilir. Elde edilecek sonuçlar doğrultusunda, zirkonya esaslı sabit protezlerin klinik başarısı arttırılacaktır.

Araştırmaya bağlı bir zarar söz konusu olduğunda, bu durumun tedavisi sorumlu araştırmacı Dt. Elçin KESKİN ÖZYER tarafından yapılacak, ortaya çıkan masraflar da sorumlu araştırmacı tarafından karşılanacaktır.

Çalışma için sizden herhangi bir ödeme istenmeyecektir. Çalışmayı destekleyen kurum Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Şube Müdürlüğü'dür. Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır.

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilir veya herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; reddetme veya vazgeçme durumunda bile sonraki bakımınız garanti altına alınacaktır. Araştırmacı, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini arttırmak vb. nedenlerle isteğiniz dışında ancak bilginiz dahilinde sizi araştırmadan çıkarabilir. Bu durumda da sonraki bakımınız garanti altına alınacaktır.

Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Sayın Dt. Elçin KESKİN ÖZYER tarafından Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" (denek) olarak davet edildim. Eğer bu araştırmaya katılırsam

hekim ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağına bilincindeyim. Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi amacıyla araştırmacı tarafından araştırmadan çıkartılabileceğimi de biliyorum. Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır. İster doğrudan ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğimi biliyorum.

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Dt. Elçin KESKİN ÖZYER (05065745891) Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda arayabileceğimi biliyorum. Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" (denek) olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. İmzalamış bulunduğum bu form kâğıdının bir kopyası bana verilecektir.

GÖNÜLLÜ ONAY FORMU

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün;		
Adı- Soyadı		İmza:
Telefon/Faks No		
Adresi		
Tarih		

Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin;		
Adı- Soyadı		İmza:
Telefon/Faks No		
Adresi		
Tarih		

Açıklamaları yapan araştırmacının;		
Adı- Soyadı	Elçin KESKİN ÖZYER	İmza:

Rıza alma işlemine başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin;		
Adı- Soyadı	Erkut KAHRAMANOĞLU	İmza:
Görevi	Öğretim Görevlisi	

FOTOĞRAFLARIN ÇEKİLMESİ VE YAYINLANMASI İÇİN ONAY FORMU

Diş hekimi tarafından sağlanmakta olan hizmete ilişkili olarak, aşağıdaki durumlarda baş- boyun bölgeden fotoğraf çekilmesine izin veriyorum. Fotoğraflar sadece diş hekiminin izni ile çekilmelidir.

Fotoğraflar diş hekimi tarafından veya onun uygun göreceği bir kişi tarafından çekilebilir. Fotoğraflar diş kayıtları, dişlerle ilgili araştırmalar ve eğitim veya bilimsel nedenlerle kullanılabilir.

Hastanın imzası

Diş hekiminin imzası

Şahidin imzası

Tarih

Ek 5.3. Takip formu

TAKİP FORMU

Gönüllünün bilgileri

Adı- Soyadı:

Yaş/ Cinsiyet:

Meslek:

Tel no (sabit):

Adres:

Tel no (cep):

Ulaşılabilecek yakınının tel no:

Sistemik Anamnez

Kalp hastalıkları Şeker hastalığı Tansiyon sorunu Epilepsi Guatr

Kan hastalıkları Ateşli romatiz Eklem romatizması İlaç
alerjisi

Astım Böbrek karaciğer bozuklukları Akciğer hastalıkları Sarılık

AIDS

Diğer:.....

Sürekli kontrolünde olduğunuz doktorunuz var mı? İlaç kullanıyor musunuz?

Baş ve boyun bölgesinde radyoterapi gördünüz mü?

Hamilelik / Emzirme durumunuz var mı?

Dental Anamnez

Okluzyon Tipi: Class I /Class II /Class III /Openbite /Deepbite

TME Muayenesi:.....

Ağız Hijyeni:.....

Restorasyonun uygulanma nedeni:

İlk kez / Yenileme

Yapılan Tedavi

Diş numaraları

Materyal tipi

Başlangıç kontrol tarihi:

6.ay kontrol tarihi:

1. yıl kontrol tarihi:

Plak İndeksi

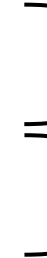
Skor 0	Dişeti bölgesinde plak yok.
Skor 1	Serbest dişeti kenarında veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde sadece sondalama ile gözlenen plak birikimi var.
Skor 2	Dişeti cebinde, dişeti kenarında ve/veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde çıplak göz ile görülebilir plak birikimi var.
Skor 3	Dişeti cebinde ve/veya dişeti kenarında ve aynı bölgedeki diş yüzeyinde yumuşak madde birikimi var.

Gingival İndeks

Skor 0	Sağlıklı doku
Skor 1	Hafif iltihap, hafif renk değişimi, hafif ödem, sond ile kanama yok
Skor 2	Orta derecede iltihap, kızarıklık, ödem ve parlaklık, sond ile kanama var
Skor 3	İleri derece iltihap, belirgin kızarıklık ve ödem, ülserasyon, spontan kanama

Plak indeksi**Başlangıç:**

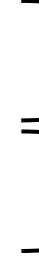
Diş No:	MB	DB	B	L	ML	DL
47						
45						
44						
37						
35						
34						

Materyal tipi:

6. Ay:

Diş No:	MB	DB	B	L	ML	DL
47						
45						
44						
37						
35						
34						

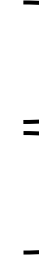
Materyal tipi:



1. Yıl:

Diş No:	MB	DB	B	L	ML	DL
47						
45						
44						
37						
35						
34						

Materyal tipi:

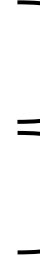


Gingival indeks

Başlangıç:

Diş No:	MB	DB	B	L	ML	DL
47						
45						
44						
37						
35						
34						

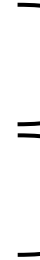
Materyal tipi:



6. Ay:

Diş No:	MB	DB	B	L	ML	DL
47						
45						
44						
37						
35						
34						

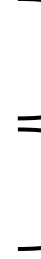
Materyal tipi:



1. Yıl:

Diş No:	MB	DB	B	L	ML	DL
47						
45						
44						
37						
35						
34						

Materyal tipi:

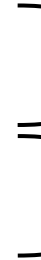


Cep derinliği

Başlangıç:

Diş No:	MB	DB	B	L	ML	DL
47						
45						
44						
37						
35						
34						

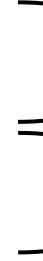
Materyal tipi:



6. Ay:

Diş No:	MB	DB	B	L	ML	DL
47						
45						
44						
37						
35						
34						

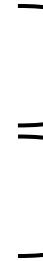
Materyal tipi:



1. Yıl:

Diş No:	MB	DB	B	L	ML	DL
47						
45						
44						
37						
35						
34						

Materyal tipi:



Hasta Memnuniyeti Anketi

	Skor	Değerlendirme	Başlangıç		6. ay		1. yıl:	
			M	ÇT	M	ÇT	M	ÇT
RENK	1	Çok iyi						
	2	İyi						
	3	Yeterli						
	4	Kötü						
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ	1	Çok iyi						
	2	İyi						
	3	Yeterli						
	4	Kötü						
ÇİĞNEME ETKİNLİĞİ	1	Çok iyi						
	2	İyi						
	3	Yeterli						
	4	Kötü						
HASTA DEĞERLENDİRMESİ	1-10	Monolitik:		Çift tabakalı:				
		Başlangıç:						
		6. ay:						
		1. yıl:						

OLUŞAN KOMPLİKASYONLAR:

FDI estetik klinik değerlendirme kriterleri

A. ESTETİK PROTETİK REST.	Başlangıç		6. ay		1. yıl:	
	M	ÇT	M	ÇT	M	ÇT
1. YÜZEY PARLAKLIĞI						
2. KİRLENME a. YÜZEY b. BİTİM ÇİZGİSİ						
3. RENK UYUMU VE TRANSLÜSENSİ						
4. ESTETİK ANATOMİK FORM						

B. FONKSİYONEL ÖZELLİKLER	Başlangıç		6. ay		1. yıl	
	M	ÇT	M	ÇT	M	ÇT
5. RETANSİYON VE MATERYAL KIRIĞI						
6. MARJİNAL ADAPTASYON						
7. OKLUZAL KONTUR VE YIPRANMA						
8. APROKSİMAL ANATOMİK FORM a. TEMAS NOKTASI b. KONTÜR						
9. RADYOGRAFİK DEĞERLENDİRME						
10. HASTANIN FİKRİ						

C. BİYOLOJİK ÖZELLİKLER	Başlangıç		6. ay		1. yıl	
	M	ÇT	M	ÇT	M	ÇT
11. POSTOP HASSASİYET VE DİŞ VİTALİTESİ						
12. ÇÜRÜK TEKRARI, EROZYON, ABFRAKSİYON						
13. DİŞ BÜTÜNLÜĞÜ (MİNE DİŞ KIRIKLARI)						
14. PERİODONTAL CEVAP (REFERANS DİŞLE KARŞILAŞTIRILARAK)						
15. KOMŞU MUKOZA						
16. ORAL VE GENEL SAĞLIK DURUMU						

VERİ TOPLAMA FORMU (Marjinal ve internal adaptasyon)

Premolar (Monolitik):

	Mesio-distal				Bukko-lingual				ORTALAMA
	Bukkal		Lingual		Mesial		Distal		
Marjinal									
İnternal marjinal									
Aksiyel	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	
Okluzal									

Molar (Monolitik):

	Mesio-distal				Bukko-lingual				ORTALAMA
	Bukkal		Lingual		Mesial		Distal		
Marjinal									
İnternal marjinal									
Aksiyel	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	
Okluzal									

Premolar (Çift tabakalı):

	Mesio-distal				Bukko-lingual				ORTALAMA
	Bukkal		Lingual		Mesial		Distal		
Marjinal									
İnternal marjinal									
Aksiyel	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	
Okluzal									

Molar (Çift tabakalı):

	Mesio-distal				Bukko-lingual				ORTALAMA
	Bukkal		Lingual		Mesial		Distal		
Marjinal									
İnternal marjinal									
Aksiyel	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	Alt	Üst	
Okluzal									

VERİ TOPLAMA FORMU (Aşınma ve aşındırma)

Restorasyonların Aşınması:

	1. Hafta	1. Yıl	Aşınma (mm ³)
Monolitik Zirkonya			
Çift Tabakalı			

Karşıt dentisyonun Aşınması

	1. Hafta	1. Yıl	Aşındırma (mm ³)
Monolitik Zirkonya K.			
Çift Tabakalı Karşıtı			

11. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	ELÇİN	Soyadı	KESKİN ÖZYER
Doğum Yeri	ESKİŞEHİR	Doğum Tarihi	12.06.1991
Uyruğu	T.C.	Telefon	05065745891
E-mail	elcin-keskin@hotmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi	2014
Lise	Kılıçoğlu Anadolu Lisesi	2009

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
-	-	-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma *	Yazma *
İngilizce	İyi	Orta	Orta

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin.

Yabancı Dil Sınavı

YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
62,5								

ALES

	Sayısal	Eşit ağırlık	Sözel
ALES Puanı	71,57	71,38	74,39

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanım becerisi
Office uygulamaları, Windows	İyi

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin.

EK : Diğer Bilimsel faaliyetler (yayın, kongre bildirisi vs.)

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1. Kahramanoğlu E, **Keskin-Özyer E**, Yıldız C, Kulak-Özkan Y. Fiber ve metal destekli postların klinik ve radyolojik olarak değerlendirilmesi. ERD. 2018;2:40-46.
2. **Keskin-Özyer E**, Kahramanoğlu E, Akmansoy ŞC, Kulak-Özkan Y. Zirkonyum destekli sabit protetik restorasyonlarda klinik başarı değerlendirme kriterleri. ERD. 2019;3:53-62.
3. **Keskin-Özyer E**, Kahramanoğlu E, Aslan U, Kulak-Özkan Y. İmplant destekli protetik restorasyonlarda kullanılan ölçü yöntemleri ve materyalleri: derleme. ERD. (Kabul edildi).

Ulusal hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1. **Keskin-Özyer E**, Kahramanoğlu E, Kulak-Özkan Y. CAD/CAM sistemiyle hazırlanan üç üyeli monolitik zirkonya ve zirkonyum destekli restorasyonların FDI kriterlerine göre değerlendirilmesi: Bir yıllık klinik split-mouth çalışması. Yeditepe J Dent. (Kabul edildi).

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (Proceedings)

basılan bildiriler

1. **Keskin-Özyer E**, Türker ŞB, Karagöz M, Evren B, Kulak-Özkan Y. Total maksillektomi hastasının protetik tedavisi: Olgu sunumu. 23. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, 9-12 Kasım 2017, Muğla, Türkiye.
2. **Keskin-Özyer E**, Kahramanoğlu E, Küçük C, Evren B, Kulak-Özkan Y. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Bar ve Locator Ataşman Sistemleri: Vaka Raporu. MÜ I. Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu, 4-5 Mayıs 2018, İstanbul, Türkiye.

3. **Keskin-Özyer E**, Baysal F, Derviş R, Küçük C, Saatman A, Kulak-Özkan Y. Anterior Bölge Estetiğinin Sağlanmasında Tam Seramik Sistemler: Vaka Raporu. MÜ I. Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu, 4-5 Mayıs 2018, İstanbul, Türkiye.
4. **Keskin-Özyer E**, Gözneli R, Şendurur T, Yılmaz U, Kulak-Özkan Y. Lityum Disilikat Tam Seramik Maryland Köprü Restorasyonlar: Vaka Raporu. MÜ I. Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu, 4-5 Mayıs 2018, İstanbul, Türkiye.
5. Türker ŞB, **Keskin-Özyer E**, Kahramanoğlu E, Aslan U, Kulak-Özkan Y. Tüberektomi Hastaları İçin Obturatör Yapımı: Vaka Raporu. 6. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu, 2-4 Kasım 2018, Diyarbakır, Türkiye.
6. Türker ŞB, **Keskin-Özyer E**, Yıldırak M, Küçük C, Kulak-Özkan Y. Hemi-Maksillektomi Hastalarının Protetik Tedavisi: Olgu Sunumu. 6. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu, 2-4 Kasım 2018, Diyarbakır, Türkiye.
7. **Keskin-Özyer E**, Kahramanoğlu E, Uğurlu F, Aslan U, Kulak-Özkan Y. Atrofik maksillanın implantüstü sabit protez ile rehabilitasyonu: Vaka sunumu. MÜ II. Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu, 29-30 Nisan 2019, İstanbul, Türkiye. (Sözlü sunum)
8. **Keskin-Özyer E**, Kahramanoğlu E, Aslan U, Kulak-Özkan Y. Farklı Tip Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları: Vaka Serisi. 24. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, 31 Ekim- 3 Kasım 2019, Muğla, Türkiye. (Sözlü sunum)