

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

MONOLİTİK ZİRKONYA KRONLARIN KISA DÖNEM KLİNİK TAKİBİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı
Uzmanlık Tezi

Diş Hekimi
İnan Anıl ÖZDEMİR

DANIŞMAN
Prof.Dr. Suna TOKSAVUL

İZMİR
2018

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Başkan: Prof.Dr.Suna TOKSAVUL

(Danışman)

Üye: Prof.Dr.Muhittin TOMAN

Üye: Doç.Dr.Ender AKAN

Uzmanlık tezinin kabul edildiği tarih: 21.11.2018

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimimin ilk gününden itibaren hekimlik ve insanlık adına kendisinden çok şey öğrendiğim, her konuda desteğini hissettiğim, bana her zaman yol gösteren bilgi, tecrübe ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, ayrıca bu çalışmanın kurgulanıp yürütülmesinde değerli fikirleri ve bilimsel katkıları olan tez danışmanım, saygıdeğer hocam Prof. Dr. Suna TOKSAVUL'a,

Mesleki ve bilimsel olarak her zaman bana destek olan, bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde de her zaman yol gösteren ve çok büyük katkısı olan değerli hocam Prof. Dr. Muhittin TOMAN'a,

Öğrenimim boyunca benden bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof.Dr. Övül Kümbüloğluna ve bana çok şey katan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine.

Ayrıca bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde ki istatistiksel analizlerin yapımında yardımcı olan Doç. Dr. Timur KÖSE'ye

Çalışmamdaki restorasyonların hazırlanmasında yardımcı olan Dentarium Diş Labaratuvarı ekibine,

Beni bugünlere getiren maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili ailem; Hatun ve İsmayil ÖZDEMİR'e ve nişanlım Burcu DİKEN'e

Çalışmamızı destekleyen Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Merkezi Koordinatörlüğü'ne

En içten dileklerle teşekkür ederim.

İzmir 2018

Diş Hekimi İnan Anıl ÖZDEMİR

ÖZET

Bu kısa dönemli klinik prospektif çalışmanın amacı, arka bölge monolitik zirkonya kronlar ile tabakalı zirkonya kronların, 2 yıllık takip süresi boyunca estetik, biyolojik ve mekanik yönden karşılaştırılmasıdır. Çalışmaya arka dişlerinde estetik, biyolojik ve mekanik olarak rahatsızlığı bulunan 40 hasta dâhil edildi. 20 diş monolitik zirkonya kron ile tedavi edilirken geriye kalan 20 dişe tabakalı zirkonya uygulandı. Yapılan muayeneler sonrası yüksek çözünürlüklü ağız içi fotoğraflar çekildi. Zirkonya esaslı restorasyonlara uygun olarak dişler kesildi, bütün diş kesimleri standardize edildi. Dişler kesildikten sonra silikon ölçü materyali (Affinis, 3M Espe, Minneapolis, ABD) ile ölçü alındı ve tip 4 alçı (Elite Master, Zhermack, Badia Polesine RO, İtalya) ile dökülerek modeller elde edildi. Bilgisayar ortamında modeller taranıp tasarlandı ve freze ünitesine gönderildi. Kenar uyumu, kontaklı ve oklüzyonu kontrol edildikten sonra tüm restorasyonlar temizlenerek glaze yapıldı. Adeziv siman (Relyx U200, 3M ESPE, Seefeld, Germany) ile kronlar simante edildi. Klinik değerlendirme başlangıçta (Simantasyondan iki gün sonra) 6, 12, 18 ve 24 aylarda yapıldı. 24 aylık gözlem periyodundan sonra 40 hastanın tümünde restorasyonlar incelendi ve 2 yıl boyunca restorasyonların hiçbirinin değiştirilmesi gerekmedi. Gözlem süresi kısa olmasına rağmen başarı oranı ve sağ kalım 2 yılda %100 olarak belirlendi. Mevcut ve geçmiş bulgular doğrudan karşılaştırılamasa da premolar ve molar dişlerde başarı oranları daha önce yapılan çalışmalara benzerdi. Çalışmada zirkonyum restorasyonların estetik, biyolojik ve fonksiyonel olarak başarıları yüksek bulundu. Tüm zirkonya kronlar için %100 başarı oranı saptanmıştır. 2 yıllık dönem boyunca tatmin edici klinik performans gözlemlendi.

Sonuçlar monolitik zirkonya ve tabakalı zirkonya kronların yüksek sağ kalım oranlarına ve genellikle başarılı sonuçlara sahip olduğunu göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Monolitik Zirkonya, Tabakalı Zirkonya, Monolitik Zirkonya Kron, Tabakalı Zirkonya Kron.

ABSTRACT

The aim of this short-term clinical prospective study is to compare the posterior monolithic zirconia crowns with layered ceramic zirconia crowns in terms of aesthetic, biological and mechanical evaluations during a follow-up period of 2 years. 40 patients with mechanical, aesthetic and biological discomfort with their posterior teeth were included in the study. While 20 teeth were treated with monolithic zirconia restorations, bilayered zirconia crowns were applied to remaining 20 teeth. Clinical examination and high-resolution intraoral photographs were obtained. The teeth were prepared according to a standardized protocol for zirconia-based restorations. After preparation, silicone impressions (Affinis, 3M Espe, Minneapolis, USA) were taken poured with type 4 dental stone (Elite Master, Zhermack, Badia Polesine RO, Italy). Stone models were scanned and crowns were designed on the computer and fabricated in the milling unit. All restorations were checked for marginal fit, inter-proximal contact, and occlusion before cementation; they were cleaned, glaze pasted (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and applied according to the manufacturer's recommendations. Adhesive resin cement was used for cementation (Relyx U200, 3M ESPE, Seefeld, Germany). Clinical evaluation was performed at baseline (two days after luting) and at 6, 12, 18 and 24 months after luting. After a mean observation period of 24 months, all 40 restorations in 40 patients were examined and none of the restorations required replacement during the 2 years. Although the duration of observation was short, the success rate, i.e., cumulative survival, was 100% at 2 years. While present and past findings can not be directly compared, the success rate of monolithic zirconia crowns in premolars and molars was similar to those reported previously. Satisfaction with the aesthetics, biological and function of the zirconia restorations in this study was high. These results are in accord with other clinical studies reporting high satisfaction with veneered zirconia restorations. A %100 success rate was recorded for all zirconia crowns. And a satisfactory clinical performance was observed during a 2 year period.

The results showed that monolithic zirconia and bilayered tooth crowns and fixed dental prostheses had high survival rates and generally successful technical outcomes.

Key Words: Monolithic Zirconia, Bilayered Zirconia, Monolithic Zirconia Crown, Bilayered Zirconia Crown.



İÇİNDEKİLER

1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1.ZİRKONYA	5
2.1.1 Zirkonyanın yapısal özellikleri.....	6
2.1.2. Tetragonal Fazın Stabilizasyonu.....	7
2.1.2.1 Yitrium İlave Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (3Y-TZP)...	7
2.1.2.1.1 Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları.....	8
2.1.2.1.2. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları.....	8
2.1.2.1.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları.....	8
2.1.2.1.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları.....	9
2.1.2.2 Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA).....	9
2.1.2.3 Magnezyum İlave Edilmiş Kısmen Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ).....	10
2.1.3 Zirkonya Esaslı Seramiklerin Üretimi.....	10
2.1.3.1. HIP Zirkonya Seramikler.....	10
2.1.3.2. NON-HIP (HIP Olmayan) Zirkonya Seramikler.....	11
2.1.4. Zirkonya'nın Dönüşüm Sertleşmesi.....	12
2.1.5.Düşük Isı Bozunumu ve Yaşlanma.....	13
2.1.6. Optik Özellikler.....	15
2.2. CAD-CAM(BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM VE ÜRETİM/ COMPUTER AİDED DESIGN-COMPUTER AİDED MANUFACTURING) SİSTEMLERİ	16

2.2.1. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD-CAM) Sistemlerinde Kullanılan Materyaller.....	17
2.2.2.CAD-CAM ile Hazırlanan Zirkonya Esaslı Seramik Sistemler.....	19
2.2.2.1 Celay.....	19
2.2.2.2 Procera Sistemi.....	20
2.2.2.3. DCS-Precident Sistemi.....	20
2.2.2.4. Cercon.....	20
2.2.2.5. Lava Sistemi.....	21
2.2.2.6 Cerec InLab Sistemi.....	22
2.2.2.7 ZENO TEC® Sistemi.....	23
2.2.3 Monolitik Y-TZP Bloklar.....	24
2.2.3.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar.....	25
2.2.3.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları.....	26
2.2.3.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları.....	26
2.3. ÜST YAPI SERAMİĞİNİN ZİRKONYA ALT YAPI ÜZERİNE UYGULAMA YÖNTEMLERİ.....	27
2.3.1. Tabakalama Tekniği.....	27
2.3.2. Isı-basınç ile Şekillendirme Tekniği (Press on).....	28
2.3.3. Hızlı Prototipleme Tekniği.....	29
2.4. DIŞ PREPARASYONUNUN ESASLARI.....	30
2.4.1.Chamfer basamak.....	33
2.4.2.Derin chamfer basamak.....	34

2.4.3.Shoulder basamak.....	35
2.4.4.İç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak.....	36
2.4.5.Bizotajlı shoulder basamak.....	37
2.4.6.Knife-edge basamak.....	38
2.5. ZİRKONYA RESTORASYONLAR İÇİN DİŞ PREPARASYON İLKELERİ.....	39
2.6. SİMANTASYON.....	40
2.6.1. Rezin Simanlar.....	42
2.6.1.1. Kompozit Rezin Simanların Yapısı.....	43
2.6.2. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezin Esaslı.....	44
2.6.2.1. Kimyasal Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları (Otopolimerizan).....	44
2.6.2.2. Işıkla Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları.....	45
2.6.2.3. Kimyasal ve Işıkla Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları.....	45
2.6.2.3.1. Kimyasal ve Işıkla Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanların Avantajları.....	45
2.6.2.3.2. Kimyasal ve Işıkla Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanların Dezavantajları.....	46
2.6.3. Kompozit Rezin Simanların Avantajları.....	46
2.6.4. Kompozit Rezin Simanların Dezavantajları.....	47
2.6.5. Kompozit Rezin Simanların Kullanıldığı Restorasyonlar.....	48

2.7. RESTORASYONLARIN İÇ VE KENAR UYUMU.....	48
2.8. GÜNCEL RESTORASYON KLİNİK BAŞARI DEĞERLENDİRME KRİTERLERİ.....	49
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	60
4.BULGULAR.....	80
5.TARTIŞMA.....	86
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	97
7.KAYNAKLAR.....	100
8.EKLER.....	119
9.ÖZGEÇMİŞ.....	124

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1: Zirkonyanın ; Monoklinik (a) , tetragonal (b) ve kübik(c) kristal yapısı.....	6
Şekil 2: Zirkonyanın kristal faz yapıları ve dönüşüm sıcaklıkları.....	12
Şekil 3: Chamfer basamak.....	33
Şekil 4: Derin chamfer basamak.....	34
Şekil 5: Shoulder basamak.....	35
Şekil 6: İç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak.....	36
Şekil 7: Bizotajlı shoulder basamak.....	37
Şekil 8: Knife-edge basamak.....	38
Şekil 9 : Holmes ve arkadaşlarına göre kenar aralığı – dış ilişkisi.....	49

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Siman çeşitlerine göre uygulama tablosu.....	48
Tablo 2: USPHS değerlendirme sisteminin kriterleri ve skorları.....	51
Tablo 3: CDA klinik değerlendirme kriterleri.....	54
Tablo 4: FDI estetik klinik değerlendirme kriterleri.....	55
Tablo 5: FDI fonksiyonel klinik değerlendirme kriterleri.....	56
Tablo 6: FDI biyolojik klinik değerlendirme kriterleri.....	58
Tablo 7: Çalışmada uygulanan kronlar.....	61
Tablo 8: Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	61
Tablo 9: Zenostar restorasyonların glazür ısıl işlemi.....	65
Tablo 10: FDI kriterlerine göre hazırlanan kontrol çizelgesi.....	69
Tablo 11: Monolitik Zirkonya Kronların 2 Yıllık Değerlendirilmesi.....	80
Tablo 12: Tabakalı Zirkonya Kronların 2 Yıllık Değerlendirilmesi.....	81
Tablo 13: Postoperatif Hassasiyet Başlangıç Kontrolü İstatistiksel Analizi.....	82
Tablo 14: Periodontal Cevap 6. Ay Kontrolü İstatistiksel Analizi.....	83
Tablo 15: Periodontal Cevap 12. Ay Kontrolü İstatistiksel Analizi.....	83
Tablo 16: Periodontal Cevap 18. Ay Kontrolü İstatistiksel Analizi.....	84
Tablo 17: Periodontal Cevap 24. Ay Kontrolü İstatistiksel Analizi.....	84

RESİM LİSTESİ

Resim 1: Ağız dışı tarayıcı ile model üzerinden tarama yapılması.....	16
Resim 2: CAD-CAM sisteminde kullanılan zirkonya bloklar.....	18
Resim 3: CAD-CAM sisteminde kullanılan hibrit bloklar.....	18
Resim 4: Celay sistemi.....	19
Resim 5: a) Cercon heat yüksek ısı sinterleme fırını b) Cercon sistemindeki tarama ve frezeleme işlemlerinin yapıldığı Cercon Brain ünitesi.....	21
Resim 6: a) Lava sistemine ait frezeleme ünitesi b) Sinterleme fırını.....	22
Resim 7: Cerec inLab sisteminde kullanılan frezeleme ünitesi.....	23
Resim 8: Zirkonya alt yapının üzerine presslenebilen florapatit esaslı cam seramikler.....	28
Resim 9: Hızlı prototipleme sistemine örnek alt yapı, üst yapı ve bağlayıcı tiksotrofik cam seramik bileşenleri.....	29
Resim 10: Tabakalı Zirkonya Kesim Örneği 1.....	62
Resim 11: Monolitik Zirkonya Kesim Örneği 2.....	62
Resim 12: Tabakalı Zirkonya Kuron Uygulanan Kesimi Tamamlanmış Bir Diş.....	63
Resim 13: Monolitik Zirkonya Kuron Uygulanan Kesimi Tamamlanmış Bir Diş.....	63
Resim 14: Zenostar restorasyonlar için tarama yapılan 3 Shape tarayıcının görüntüsü.....	64
Resim 15: Hazırlanmış Monolitik Zirkonya Kron Restorasyonu.....	65
Resim 16: Zirkonya alt yapıların sinterize edilmesi.....	66

Resim 17: Tabakalama öncesi altyapı zirkonya.....	67
Resim 18: Tabakalanmış zirkonya kron.....	67
Resim 19: 46 nolu monolitik zirkonya kron.....	70
Resim 20: 46 nolu monolitik zirkonya kron.....	70
Resim 21: 36 nolu monolitik zirkonya kron.....	71
Resim 22: 15 nolu monolitik zirkonya kron	71
Resim 23: 36 nolu monolitik zirkonya kron.....	72
Resim 24: 26 nolu monolitik zirkonya kron.....	72
Resim 25: 25 nolu monolitik zirkonya kron.....	73
Resim 26: 46 nolu monolitik zirkonya kron.....	73
Resim 27: 36 nolu tabakalı zirkonya kron.....	74
Resim 28: 26 nolu tabakalı zirkonya kron.....	74
Resim 29: 47 nolu tabakalı zirkonya kron.....	75
Resim 30: 46 nolu tabakalı zirkonya kron.....	75

KISALTMALAR LİSTESİ

CAD: Computer Aid Design

CAM: Computer Aid Manufacturing

CAD/CAM: Computer Aid Design/Computer Aid Manufacturing

Y-TZP: Yitriyumla stabilize zirkonya

Na: Sodyum

Ca: Kalsiyum

mPa: Megapaskal

mm: Milimetre

CaO: Kalsiyum oksit

Y₂O₃: Yitriyum oksit.

MgO: Magnezyum oksit.

µm: Mikrometre

t-m: tetragonal-monoklinik

V: Hacim

OH: Hidroksil.

O₂: Oksijen.

sn: Saniye

HF: Hidroflorik

ZTA: Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina

HIP: Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit

Non HIP: Presinterize veya yarı sinterize zirkonyum dioksit

1.GİRİŞ

Geçmişten günümüze kaybedilmiş dişler ve diş dokularının biyolojik uyumlu ve çiğnemeye dirençli materyallerle restore edilmesi, diş hekimliğinde uzun süredir süregelen bir arayıştır (1). Diş hekimliğinde metalsiz feldspatik seramik kullanımı 1990'lı yılların başında Land tarafından gerçekleştirilmiştir. Tüm seramik restorasyonlar; yüksek estetik görünüm ve biyolojik uyumluluklarının iyi olması özellikleri ile metal destekli restorasyonlara göre daha çok tercih edilmektedir. Tüm seramik restorasyonlar doğal diş en yakın estetik ve biyolojik özellikleri sergileyen materyaller olmuştur. Elastik deformasyon kapasitesindeki sınırlılık ve gerilim streslerine karşı dirençlerinin düşük olması tüm seramik restorasyonların posterior dişlerde kullanımını kısıtlamıştır (2). Güçlendirilmiş tüm seramik sistemler içerisindeki zirkonya esaslı restorasyonların popülaritesi artmaktadır (3). Son yıllarda diğer tüm seramik restorasyonlara göre mekanik olarak daha üstün olan zirkonya restorasyonlar oksit seramikler arasında daha fazla tercih edilen materyaldir (4). 1970'li yılların sonunda zirkonyumun dönüşüm fazlarının anlaşılması ve sonrasındaki sert yapıda bulunan Y-TZP (Yitriumla stabilize zirkonya) kullanılmasıyla birlikte bu konudaki çalışmalar hızlanmıştır (5).

Yüksek mekanik performans, yüksek gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile zirkonya alt yapıli sistemler posterior dişlerde kullanılabilir (6). Yüksek dayanıklılığa sahip olan zirkonya, üst yapı seramiği ile birlikte daha estetik sonuçlar ortaya çıkarır (7). Bununla beraber zirkonya altyapılı sistemlerde görülen chipping (üst yapı seramiği kırığı) en sık görülen başarısızlıktır (8). Bu başarısızlığı ortadan kaldırmak veya başarısızlık yüzdeleri düşürmek için güncel çok sayıda araştırma vardır (9). Günümüzde dijital bilgisayar sistemlerinin gelişmesi ile CAD-CAM sistemleri ortaya çıkmıştır ve daha homojen alt yapılar ile daha dayanıklı üst yapılar elde edilmektedir (10). Materyallerdeki gelişmeler ile altyapısız ve tüm kontorlu monolitik restorasyonlar uygulanabilmektedir. Monolitik zirkonya restorasyonlar ile tabakalı zirkonya restorasyonlarda gözlenebilen chipping (üst yapı seramiği kırığı) komplikasyonu ortadan kalkmaktadır. Estetik materyallerdeki ışık geçirgenliği komşu dişlerle renk uyumunun sağlanabilmesi için en önemli faktördür. Estetik materyallerde amaç, doğal diş dokusunun ışık geçirgenliğine yaklaşabilmek ve doğal bir görünüm sergilemektir (11). Monolitik zirkonya restorasyonlar standart

zirkonya altyapuların opak görünümünden kaynaklanan olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacıyla üretilmiştir ve yüksek translüsent özelliğe sahiptirler (7). Monolitik zirkonya restorasyonlar 0.5 mm'ye kadar inceltilerek kullanılabilirler (7). Ayrıca oklüzoginival olarak kron boyu yetersiz olan vakalarda monolitik zirkonya kronlar alternatif tedavi seçeneği oluşturmaktadır. Zirkonya alt yapılar ve üst yapı hazırlama teknikleri ile ilgili birçok in vitro çalışma olmasına rağmen zirkonya restorasyonlar ile ilgili klinik çalışma sayısı oldukça azdır.

Bu klinik çalışmanın amacı monolitik zirkonya ve tabakalı zirkonya restorasyonların estetik, biyolojik ve fonksiyonel yönlerden (FDI kriterlerine göre) değerlendirilmesi ve kısa dönem takip sonuçlarının karşılaştırılmasıdır. Ayrıca klinik başarıyı arttırmaya yönelik bazı tespitlerde bulunmaktadır.

2.GENEL BİLGİLER

Geçmişten günümüze kaybolan diş ve diş dokularını taklit edebilecek, çiğneme kuvvetlerine yeterli dayanıklılığı gösterebilecek ve biyolojik olarak tamamen uyumlu olabilecek materyallerin arayışı diş hekimliğinde devam etmektedir.

Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen “keramikos” kelimesinden türetilmiş olan seramik insanoğlunun icat ettiği ilk suni materyaldir (12). Seramiğin ilk kullanımı taş devrine kadar uzanmaktadır ve daha sonra Mezopotamya uygarlığı ve Asurlarda yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. Çinliler M.Ö. 50 yıllarında yapılarda kiremit ve tuğla ve Çin porseleni adında sanat eserleri yapmışlardır. Bu eserler 18. Yüzyılda Avrupa'ya getirilmiştir (13). M.Ö. 7000'li yıllarda başladığı düşünülen diş hekimliği uygulamalarındaki en önemli gelişmeler 18. Yüzyılda gerçekleşmiştir (14).

Seramik kapsamlı bir ifade iken, porselen terimi alt grubu ifade etmektedir (15). Porselenin ismi ortaçağ İtalyancasındaki küçük deniz kabuğu anlamına gelen porcella'dan gelmektedir. İlk örneklerinin bin yıl önceye dayandığı porselen diş hekimliğinde 1700'lü yıllarda kullanılmaya başlamıştır. 1774 yılında Fransız eczacı Duchateau yapısında porselen olan ilk protezi tanıtmıştır (16). Duchateau ve diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant birlikte çalışarak 1789 yılında ilk porselen dişin patentini almışlardır (12). 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giussepangelo Fonzi proteze sabitlenen ilk kişisel porselen dişleri yapmıştır (17). Opaklık ve kırılganlıkları bu dişlerin dezavantajlarıdır (12). 1817 yılında Amerika'da porselen dişler tanıtılmış ve 1825 yılında ticari olarak üretilmiştir. Porselenin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kuron 1855 yılında tanıtılmıştır. 1873 yılında tüm porselen kuron fikri ortaya çıkmıştır (13). 1903 yılında Dr.Chatles Lans platin yaprak üzerinde pişirilen ilk feldspatik porseleni tanıtmıştır (12). 1962 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde ilk metal altyapılı porselen restorasyonun patenti alınmıştır. 1963 yılında Vita firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) ilk ticari porselenin üretimine başlamıştır (12). 1965 yılında İngiltere'de Mc Lean ve Huges İngiltere'de porselene güçlendirici olarak Alüminyum Oksit ilave etmişler ve %40-50 oranında Alimünyum Oksit içeren kor seramiği üretilmiştir. Alümüne kristallerinin porselenlerin içerisinde artması fazla opak bir görünüme sebep olmuş ve üstyapı materyali olarak feldspatik porselen kullanımı gereksinimini ortaya çıkarmıştır (1). 131 MPa civarındaki düşük bükülme

direncine sahip alüminyum porselen kuronlar sadece ön bölgede kullanılabilmiştir (18,19).

Tüm seramikler; 1984 yılında ilk dökülebilir cam seramik Dicor ile bulunmuştur. Yine aynı yıllarda yeni bir refrakter (ısıya dayanıklı day) metodu olan %70 alümina içeren Hi-Ceram'ın geliştirilmesiyle hızlanmıştır (20). 1988 yılında Fransa'da "slip casting" yöntemi ile elde edilmiş alümina içeriği %90'ın üzerinde olan alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirilmiş yeni bir kor sistemi olan In-Ceram Vita firması tarafından piyasaya sürülmüştür (21). 1990 yılında Ivoclar firması tarafından IPS-Empress sistemi geliştirilmiştir. Kırılma dayanımı yüksek olan IPS-Empress 2 1998 yılında piyasaya sürülmüştür (19). 2005 yılında üretilen IPS E-max Press ise preslenebilir ingotlara sahip %70 lityum disilikat içerikli bir cam seramik materyalidir. Bu sistemin Empress ve Empress 2 sisteminden farkı; estetik kalite ve direnci arttırmaya yarayan dört farklı opositeye sahip ingotlara sahip olmasıdır (22).

Günümüzde yüksek mekanik dayanıklılık, mükemmel biyolojik uyum ve üstün estetik özellikleri bir arada bulunduran materyallerin üretilmesi amacıyla seramiklerin yapısı ve pişirilme teknikleri üzerine adımlar atılmıştır. Zirkonyum oksit, tüm seramik restorasyonların güçlendirilmesi hedefiyle yapıya ilave edilen malzemelerden birisidir.

Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth 1789 senesinde zirkonya taşı ısıtması sonucunda reaksiyon ürünü olarak zirkonyayı bulmuştur. 1824 senesinde İsveçli kimyager Jöns Jacob Berzelius tarafından izole edilmeden önce zirkonya uzun süre seramiklerde pigment olarak, oksitler ile harmanlanarak az miktarda kullanılmıştır (23, 24, 25).

Son yıllarda zirkonya prefabrik kanal postları, ortodontik braketler, implantlar ve sabit protetik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (26). Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristal (Y-TZP) son derece stabil ve serttir. Bu özellikleri ile tüm seramik restorasyonların ideal alt yapı ihtiyacını karşılamaktadır (9). Bununla beraber zirkonya ve porselen arasındaki bağlantıda kopma meydana gelmesi ile porselenin kırılması, uzun gövdeli zirkonyum alt yapı köprülerde kırıklar olması hem üstün kırılma direncine sahip hem de estetik bir materyal geliştirilmesi ihtiyacını ortaya çıkarmıştır. Yapılan çalışmalar sonucunda monolitik zirkonyumlar üretilmiştir

(27). Zirkonyanın çekme ve basma dayanıklılığının dental porselenlerden çok daha yüksek olması ve CAD-CAM sistemi ile kullanılabilmesi, özellikle posterior restorasyonlarda zirkonyayı aranan bir unsur haline getirmiştir.

Metal altyapılı sistemlere göre zirkonya alt yapıların en önemli avantajı estetik olarak beklentinin karşılanabilmesidir. Metalin renginin yansımaları ve korozyona uğradığında diş eti renklenmelerine sebep olması gibi dezavantajlar hekimleri zirkonya alt yapıları kullanmaya itmiştir. Zirkon antik Mısır döneminden günümüze kadar değerli bir taş olarak bilinmektedir. Zirkonyum Arapça Zargon (altın renginde) kelimesinden gelmektedir. Zargon Farsça Zar (altın) ve Gun (renk) kelimelerinden türemiştir (23, 25).

Zirkonyum reaktif yapısı sayesinde hava ve su ile temas halindeyken oksitle kaplanması sonucu korozyona karşı direnç kazanır. Titanyumun döküldüğü fırınlar gibi özel fırınlarda dökülmesi gereken zirkonyum dökülürken havadaki oksijen ve nitrojen ile etkileşmemelidir (28).

Zirkonyanın basma direnci 2000 MPa, çekme direnci 900-1200 MPa'dır. Cales, zirkonyanın döngüsel gerilmeleri iyi tolare edebildiğini, aralıklı olarak 28 kN kuvvet uygulandığında 50 milyon siklusda ancak 90 kN'dan çok kuvvet uygulandığında 115 siklusda kırılma meydana geldiği açıklanmıştır (23, 24, 25).

Yüksek mekanik dayanıklılığın gerektiği posterior bölgelerde yüksek mekanik özellikler gösteren zirkonya metal desteksiz restorasyonların yapılabilmesini sağlar. Kristal içeriği artırılmış, cam fazın azaltılmış olması ile zirkonyuma bu dayanıklılık sağlanır (23, 24, 25).

2.1.Zirkonya

Estetik beklentinin son yıllarda artması ile zirkonyanın üst düzey mekanik ve biyolojik özellikleri, CAD-CAM sistemlerindeki gelişmeler ile birlikte zirkonya esaslı seramiklerin uygulanmasını yaygınlaştırmaktadır (29).

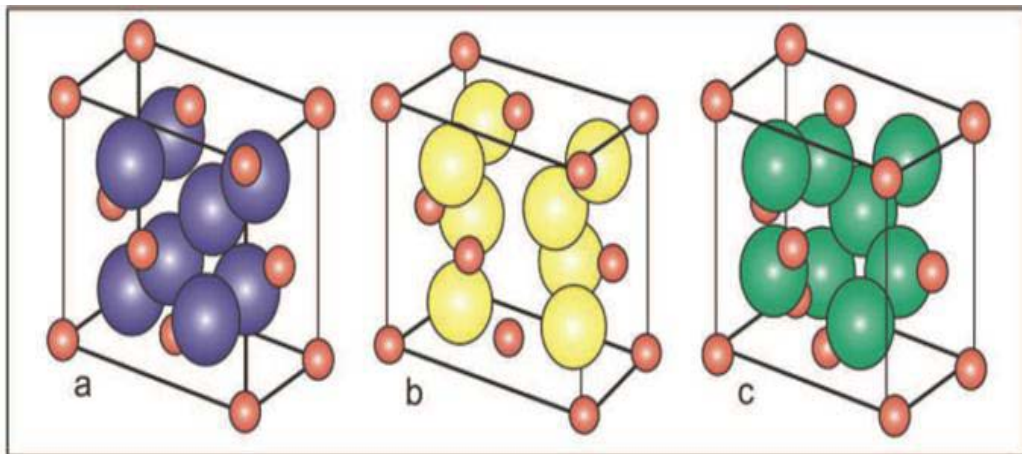
Periyodik cetvelin D grubunda bulunan bir geçiş elementi olan Zirkonyum (Zr)'un atom numarası 40 olan metalik bir elementtir. Zirkonyum 6.49 g/cm³ yoğunluğundadır. Zirkonyumun erime derecesi 1852 °C ve kaynama noktası 3580 °C'dir. Rengi grimsi olan zirkonyum heksagonal kristal yapıdadır. Zirkonyum

içerisinde %1 ile %3 arasında Hafniyum bulunur. Ancak Hafniyum zirkonyumdan ayrıştırılıp zararlı etkileri ortadan kaldırılır (25).

Baddeleyit ismiyle de bilinen metal oksitli “zirkonya (ZrO_2)” veya silikat oksit ile oluşturduğu bileşik olan “zirkon ($ZrSiO_4$)” doğada saf halde bulunmaz. Zirkon ($ZrSiO_4$) zirkonyanın başlıca elde edildiği kaynak madenleridir. Zirkonya, yani zirkonyum oksit (ZrO_2) diş hekimliğinde uygulamalarında kullanılan formdur. Sadece zirkonyum oksit denildiğinde de zirkonyum dioksit anlaşılmalıdır (25).

2.1.1. Zirkonyanın yapısal özellikleri

Zirkonya atomlarının uzaydaki sıralanışı, atomların değişik kristal yapılara sahip olması özelliği ile karakterizedir. Zirkonya; monoklinik (m), kübik (c) ve tetragonal (t) olarak üç kristal faz yapısına sahip bir polimorftur (Şekil 1, 35). Oda sıcaklığında monoklinik fazda doğal halde bulunan zirkonya $1170\text{ }^\circ\text{C}$ 'ye kadar kararlıdır. Sıcaklığın artması ile birlikte tetragonal faza dönüşen zirkonya $2370\text{ }^\circ\text{C}$ 'de tetragonal fazdan kübik geometrik yapıya dönüşmeye başlar ve $2716\text{ }^\circ\text{C}$ 'de erime meydana gelir (31). Zirkonya soğuma esnasında sıcaklığın yaklaşık $970\text{ }^\circ\text{C}$ altına düşmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza geçmektedir. Bu faz dönüşümünde, yaklaşık olarak 0.16 Mpa 'lık makaslama gerilimini ve %3-5'lik hacimsel artış da olmaktadır. Hacimsel değişiklik ve makaslama gerilimi, sıkıştırıcı streslere ve dönüşen partiküllerin etrafında mikroçatlaklara neden olmaktadır. Bu hacim ve faz değişikliği, sağlam ve kararlı bir materyal olmasını engellemektedir (31, 32).



Şekil 1: Zirkonyanın ; Monoklinik (a) , tetragonal (b) ve kübik(c) kristal yapısı (35).

2.1.2. Tetragonal Fazın Stabilizasyonu

Oda sıcaklığında zirkonyayı tetragonal fazda stabilize edebilmek için yapısına az miktarda MgO, CaO, Y₂O₃, Ce₂O₃ (seryum oksit) gibi oksitler ilave edilmektedir. Bu oksitler ile oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal olan “kısmi stabilize zirkonya (PSZ) elde edilmektedir. Oda sıcaklığında tetragonal fazda olan kısmi stabilize zirkonya materyali monoklinik faza dönüşmek üzere içerisinde enerji barındırmaktadır (32).

Zirkonyaya, metalik oksitler eklenerek yüksek molekül stabilitesi elde edilmektedir. Y₂O₃ (yitrium oksit) ile kısmen stabilize edilen zirkonya, diğer oksit eklenmiş bileşiklere göre daha yüksek mekanik özelliklere sahiptir. Yitrium stabilize zirkonya (3Y-TZP) diş hekimliğinde en çok kullanılan zirkonya materyalidir (33).

Saf zirkonya içerisine %5.86 MgO, %13.75 Y₂O₃ ve %7.9 CaO eklendiğinde tüm stabil zirkonya elde edilir. Tüm stabil zirkonya yalnızca kübik fazda bulunur ve oda sıcaklığından 2500 °C’ye kadar faz değişimi sergilemez. Diş hekimliğinde kullanım alanı olmayan tüm stabilize zirkonya artırılmış sertliği ve ısı değişimlerine karşı olan direnci ile mühendislik seramiği ve endüstride aşındırıcı olarak kullanılır (31, 34).

2.1.2.1. Yitrium İlave Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (3Y-TZP)

Tetragonal fazda zirkonyayı stabilize edebilmek için materyale %2-3 oranında yitrium oksit ilave edilerek dental işlemlerde en çok kullanılan zirkonya olan 3Y-TZP elde edilir. ZrO₂ ve Y₂O₃ (yitrium dioksit)’ün aynı anda çöktürülmesi ve zirkonyanın yitrium oksit ile kaplanması yoluyla 3Y-TZP materyali elde edilir. 3Y-TZP polikristalin materyali yüksek yoğunluk ve düşük porozitede, yaklaşık 1 µm gren büyüklüğünde olan yüksek mekanik özelliklere sahip bir materyaldir. Y-TZP içeren sistemler 900-1200 MPa bükülme dayanımına sahiptir. Kırılma dayanıklılıkları lityum disilikat içeren seramiklerin yaklaşık 3 katı, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) seramiklerin ise 2 katı kadardır (34). Oda sıcaklığında, zirkonya tamamıyla tetragonal fazda olduğu için en yüksek sertliğe sahiptir. Sıcaklık 200 °C yükseldiğinde, kristal yapıda dönüşüm gerçekleşerek boyutsal farklılık ortaya çıkar. IPS e.max ZirCAD seramik blokları 3Y-TZP yapısındaki seramiklere örnek olarak gösterilebilir (31, 35).

2.1.2.1.1. Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları

- a. Anterior ve posterior bölge tek kuronlar.
- b. Üç-dört üniteli köprüler (36, 37).

2.1.2.1.2. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

- a. Örtülü kapanış vakalarında.
- b. Yetersiz oklüzal mesafe.
- c. Yetersiz destek diş kuron boyu.
- d. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar.
- e. Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında.
- f. Yetersiz periodontal destek (36, 37).

2.1.2.1.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları

- a. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir.
- b. Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkiler görülmez.
- c. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir.
- d. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir.
- e. Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir.
- f. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir.
- g. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır.
- h. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel teknikler de kullanılabilir (36, 38).

2.1.2.1.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları

- a. Görünümleri opaktır.
- b. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır
- c. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kuronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altındarestorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır.
- d. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekraryapılmaları gerekir (36, 38)

2.1.2.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

ZTA zirkonyanın alümüne matrisi ile birleştirilmesi sonucu oluşur ve zirkonyanın gerilim destekli transformasyon yeteneğinden yararlanır. Bu materyalin biyoseramik olarak kullanılması son yıllarda artmaktadır. In-ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bu materyale örnek olarak gösterilebilir. In-Ceram Alumina materyali hacimce %33 oranında %12 mol seria ile stabilize zirkonya eklenmesiyle gerçekleştirilir (39).

Mikroyapısal olarak; kümeler halinde ufak zirkonya grenleri ($<1\mu\text{m}$) ile büyük alümüne grenleri ($6\mu\text{m} \times 2\mu\text{m}$) içermektedir. Alümüne grenleri daha koyu görünürken zirkonya grenleri daha parlak görünürler. In-Ceram zirkonya slip casting veya yumuşak işleme ile elde edilir. Slip casting işleminin avantajı büzülmenin az olması iken dezavantajı porözite miktarı, sinterlenen Y-TZP'den daha fazladır ve ürünün %8-11'i oranındadır. Bu durum Y-TZP ile karşılaştırıldığında, In-Ceram Zirkonya'nın düşük mekanik özellikleri ile açıklanabilir. Fakat yaşlandırma işlemi ve termal siklus altında Y-TZP'den daha iyi termal stabilizasyon ve düşük sıcaklık bozunmasına karşı daha fazla direnç göstermektedir (34).

Zirkonya ile güçlendirilmiş alümüne, zirkonyanın alümina matrisi ile birleşmesi sonucu oluşmaktadır. Mikro çatlakların büyümesinin engellenmesi; tetragonal fazdan monoklinik faza geçen zirkonya grenlerinin hacim artışıyla sıkıştırıcı kuvvet oluşturması sonucu oluşur. Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler, üstün mekanik

özelliklere sahiptirler. Fakat sinterlenmiş 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında, daha düşük mekanik özelliklerde ve daha pöröz yapıdadır (39, 40).

2.1.2.3. Magnezyum İlave Edilmiş Kısmen Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Biyomedikal uygulamalarda kullanılan magnezyum ile kısmen stabilize edilmiş zirkonya materyali, içerdiği büyük gren boyutlarına (30-60 µm) bağlı olan pöröz yapı nedeniyle aşındırıcı özelliği yüksektir ve bu nedenle başarılı değildir. MgO miktarı %8-10 mol arasında değişen bu materyal, kübikstabilize zirkonya matris içerisinde tetragonal çökeltilerden meydana gelmektedir. Yüksek sinterleme sıcaklığı (1680-1800 °C) yanı sıra özellikle 1100 °C olan yaşlandırma fazında soğuma döngüsü dikkatle kontrol edilmelidir. Bu aşamada malzemelerin kırılma dayanımının kontrolünde önemli rol oynayan dönüşebilen tetragonal faz çökeltileri oluşmaktadır. SiO içermeyen Mg-PSZ elde etmenin zorluğuna bağlı olarak, magnezyum silikat grenlerindeki magnezyum içeriğini azaltarak tetragonal-monoklinik faz dönüşümü desteklenmektedir. Bu durumda mekanik özellikleri düşük ve daha az stabil olan materyal oluşumu meydana gelmektedir (31). Denzir-M (Dentronic AB, Skellefteå, İsveç) tüm sinterize Mg-PSZ seramiğine örnektir (41).

Magnezyum ile kısmen stabilize edilen zirkonya (Mg-PSZ), Y-TZP seramiklere göre yüksek aşınma, düşük stabilite, ve genel olarak zayıf mekanik özellik göstermektedirler (42).

2.1.3. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Üretimi

Farklı üretim teknikleri ile zirkonya esaslı seramik bloklar üretilebilmektedir. Sinterleme biçimleri materyalin porozite miktarı, mikro çatlakların dağılımı ve tanecik büyüklüğünü etkileyerek materyalin mekanik özelliklerini ve ışık geçirgenliğini değiştirebilmektedir. Zirkonya seramiklerin üretiminde 2 tip sinterleme yöntemi kullanılmaktadır bunlar; Sıcak İzostatik Presleme (Hot Isostatic Pressing=HIP) ve HIP olmayan (Non-HIP)'dir.

2.1.3.1. HIP Zirkonya Seramikler

HIP olarak isimlendirilen tüm sinterlenmiş zirkonyum dioksit blokların üretiminde birinci aşama, materyalin yaklaşık 1300 °C'de sintirilmesi ile %95 yoğunluğa ulaşmasının sağlanmasıdır. İkinci aşama partikül yoğunluğunu arttırmak

amacıyla 1400-1500 °C arasında yüksek basınç altında, izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılması işlemidir. Bu işlem sonunda yapı gri-siyah bir renk alır, ardından oksitlenip beyazlaşınca kadar atmosfer basıncı altında sinterlenmeye devam eder. Sinterleme işlemi bittiğinde bu bloklar %99 yoğunluğuna ulaşırlar (41). Aşındırma işlemi yapılmadan önce HIP zirkonyum dioksit bloklarda sinterleme tamamlandığı için büzülme bu sırada gerçekleşir. Bu nedenle altyapı üretimi sırasında gerçek boyutlarda hazırlanır, daha büyük hacimlerde hazırlanmaz. Aşındırma işlemleri sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma sistemleri gerektirir ve aşındırma uzun zaman almaktadır. Aşındırma işlemleri sırasında kullanılan frezler zirkonyum dioksit yapısını etkilemektedir. Frezlerin aşındırıcı özelliği fazla ise aşındırma süresi kısalırken zirkonyum dioksitin yüzey pürüzlülüğü artmaktadır (43,44). Seramiğin şekillendirilmesi sırasında yapılan aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında t-m faz dönüşümüne neden olmaktadır. Aşındırıcı özelliği fazla olan kalın grenli frezlerle yapılan aşındırma, derin çatlakların oluşmasına neden olup yüzeyde m-t ters faz dönüşümünü tetikleyip, baskı kuvvetlerini azaltarak mekanik özelliklerde zayıflamaya neden olmaktadır. HIP zirkonyum oksit blokların işlenmesinin zor olması sebebi ile materyalin mekanik özellikleri de olumsuz yönde etkilenmektedir (45).

2.1.3.2. NON-HIP (HIP Olmayan) Zirkonya Seramikler

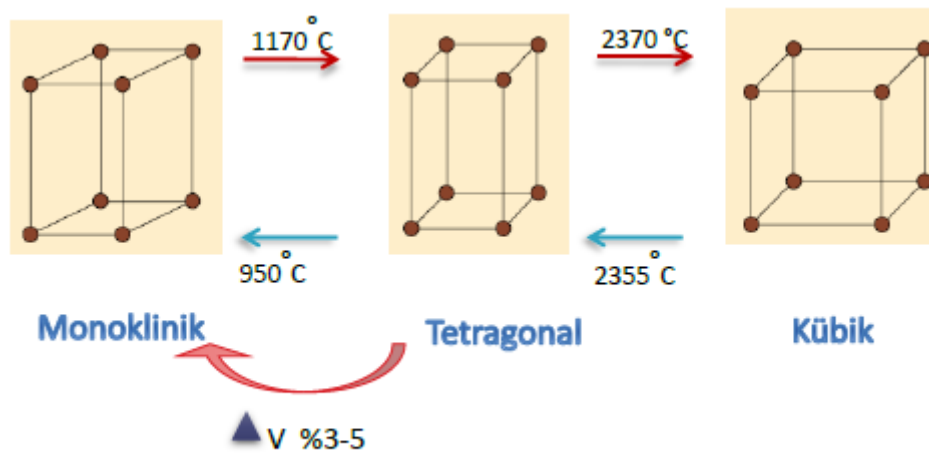
Non HIP bloklar “presinterize” veya “yarı sinterize” olarak da adlandırılırlar. 1350-1500 °C’de 2-5 saat süreyle ön sinterleme işleminden sonra frezlenmektedirler. Presinterize bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapının daha yoğun şekle gelmesini sağlayan sinterleme işlemi tam olarak yapılmadığı için yapı oldukça pörözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Presinterize zirkonyum oksit blokların üretilmesinde aşındırma işlemi sinterleme işleminden önce yapıldığından gerilimin başladığı t-m faz dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilmeleri dayanıklılığı arttırsa da, birçok üretici firma zirkonyum oksit üzerinde bu faz dönüşümünü arttırabilecek gerilimlere sebep olan aşındırma ve kumlama işlemlerinden kaçınılması gerektiğini belirtmektedir (31, 46, 47). Ön sinterleme işlemlerindeki değişiklikler bloğun aşındırılabilirliği ve sertliğini etkilemektedir. Bloğun kullanılabilirliği açısından belirli sertlikte olması gerekmektedir, fakat sertliğin fazla olması aşındırma işlemini de

zorlaştırmaktadır. Aynı zamanda ön sinterleme işlemi zirkonyum oksit blokların yüzey pürüzlülüğünü de etkilemektedir. Yüksek ısı değerleri daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına neden olurlar (47).

Presinterize zirkonya bloklar ile HIP zirkonya bloklar karşılaştırıldığında, HIP zirkonyum bloklarda yüzey daha fazla miktarda monoklinik faz içermektedir. Buna bağlı olarak yüzey çatlakları oluşması riski vardır. Presinterize bloklar, HIP bloklara göre daha az zaman ve maliyet ile şekillendirilip renklendirici solüsyonlar ile renklendirilebilirler (48).

2.1.4. Zirkonya'nın Dönüşüm Sertleşmesi

Tetragonal fazda olan zirkonya çevre şartlarında yarı kararlı durumdadır. Zirkonyanın hangi sürede bu durumda kalacağı belli olmadığı için kararsız durumda olduğu anlamına gelmektedir. Böylece, çatlağın önündeki stresli alanlar, bu partiküllerin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne sebep olmaktadır. Dönüşüm, partikülün hacminde %3-5'lik bir artış meydana getirmektedir (Şekil 2). Hacimsel artışın oluşturduğu sıkıştırıcı stresler çatlak yüzeyi sınırına yakın bölgeleri daraltıp çatlak kapanmaktadır ve böylece çatlağın büyümesi engellenir. Sonuç olarak zirkonyanın sertliğinde, mekanik özelliklerinde artma meydana gelmektedir (31). Zirkonyanın bu fiziksel özelliği 'dönüşüm sertleşmesi (transformatin toughening)' olarak adlandırılmaktadır (31, 49).



Şekil 2: Zirkonyanın kristal faz yapıları ve dönüşüm sıcaklıkları

Zirkonyanın direncinin ve dayanıklılığının fazla olması, sahip olduğu sertleşme mekanizmasıyla ilişkilendirilebilir. Sertleşme mekanizmaları; çatlak köprülemesi

(crack bridging), temas korunması (contact shielding), çatlak sapması (crack deflection) ve bölge korunmasıdır (zone shielding) (50). Tetragonal zirkonya polikristalleri; aşındırma, yüksek mekanik kuvvetler, gerilim stresleri ve sinterizasyon sonrası soğuma gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlak başlangıç aşamasında, tetragonal fazda monoklinik faza dönüşmekte ve bu dönüşüm hacimde %3-5'lik bir hacim artışına yol açmaktadır. Hacim artışı ile çatlak tepesinin yakınlarındaki sıkıştırıcı stres artmaktadır ve çatlak ilerlemesi ile büyümesi önlenmektedir (51, 52). Çatlak büyümesi önlenerek dış streslerin yıkıcı etkisi etkisizleştirilebilmektedir ve tüm yapı güçlenmektedir. Bu fiziksel özellik "dönüşüm sertleşmesi" olarak adlandırılmaktadır (49, 53). Yüzeyde bulunan tetragonal grenler matris tarafından kısıtlanmadığı için kendiliğinden monoklinik faza dönüşebilmekte ya da uygulanan yüzey işlemine bağlı olarak yüzeyin birkaç mikron altına kadar sıkıştırma stresini başlatabilmektedir. Yüzeyde faz değişimi ve bunu takip eden yüzey serleşmesinin meydana gelmesi ile zirkonyanın mekanik ve aşınma özellikleride gelişmektedir. Dönüşüme uğramış olan tabakanın kalınlığı ise bu durumu etkileyen sınırlayıcı faktörlerden birisidir (34).

2.1.5. Düşük Isı Bozunumu ve Yaşlanma

Kendiliğinden ve ilerleyici bir fenomen olan düşük ısı bozunumu, su veya buharla şiddetlenip, tetragonal fazın ardışık olarak monoklinik faza dönüşmesiyle zirkonyanın mekanik özelliklerinin azalmasına neden olur. Yaşlanma olarak da adlandırılabilir. Yaşlanmanın orta ve uzun dönemlerinde yüzey bozunmaları, mikro çatlaklar ve dayanımda azalma gibi sonuçlar ortaya çıkmaktadır (31, 54).

Yaşlanma; yüzeydeki izole halde bulunan grenlerden başlayıp, sonrasında tüm yüzeye yayılan ve kütle için doğru ilerleyerek bir birleşme ve faz dönüşümünden kaynaklanan bir büyüme sürecidir (32). Yaşlanma monoklinik stabil faz oluşana kadar olan süreç boyunca devam eder. Bu dönüşüm yüzeyde ki ayrı bölümlerde tek tek stres korozyon mekanizmasıyla başlar.

Başlangıç dönüşümü, bazı özel bölümlerde daha büyük tanecik, daha az yitria içeriği, rezidüel stres varlığı, yüzeyden özel rehberlik, kübik faz oluşumu gibi dengesizlik durumlarıyla da ilişkilendirilebilir. Dönüşüm, çekirdeklenme ve büyüme süresince gerçekleşir. Komşu grenlerde olan olayların ardışık olarak ortaya çıkması ve

hacimde artış ile partiküllerde stres olmaktadır. Alt kritik çatlak büyümesi (Subcritical crack growth-SCG) suyun zirkonya içerisinde penetre olmasını sağlamaktadır. Büyüme; porozite, rezidüel stresler ve partikülün diğerlerine göre büyüklüğü gibi çeşitli mikro yapı özelliğine bağlıdır (55).

Y-TZP'nin düşük ısı bozunmasını en düşük seviyelere indirmek için partikül büyüklüğünü küçültmek, stabilizör oksit oranını arttırmak veya alüminyum oksitli (Al_2O_3) bileşik oluşturmak gibi yöntemler uygulanabilmektedir. Alümina partikülleri eklenmesi yaşlanma sürecinde stres altındaki tetragonal zirkonyanın çevresinin rahatlamasını önlemektedir. Bu rahatlama bozunmadan sorumludur (56).

2001 yılında yapılan bir çalışmaya göre birçok ortopedik kalça eklemi kırığı olgusu zirkonyanın düşük ısı bozunumuyla ilişkilendirilmiş ve bozunmayı etkileyen ortam şartları belirlenmiştir, fakat zirkonyanın diş hekimliğinde kullanımında ki klinik başarısızlık ile düşük ısı bozunumu arasında direkt bir ilişki henüz ilişkilendirilmemiştir (57).

Ortamdaki nem sebebi ile düşük ısı bozunmasının şiddetlenmesine sebep olabilecek mekanizmalar şu şekilde belirtilmiştir:

Su, Y_2O_3 ile reaksiyona girerek $Y(OH)_3$ bileşiği oluşturmaktadır ve böylece monoklinik faza dönüşüm kolaylaşmaktadır.

Subuharı, Zr-O bağına yıkararak ortamda serbest -OH iyonu bulunmasına neden olmaktadır. Serbest -OH iyonları zirkonyada stres yoğunlaşmasına sebep olmakta, t-m dönüşümünü hızlandırmaktadır.

Suyun kendi içerisinde ayrışması sonucu ortaya çıkan O_2 iyonlarının, düşük ısı bozunumundan sorumlu tutulan oksijen bağlarını oluşturduğu düşünülmektedir (54, 58).

Swab (59) YTZP'nin yaşlanmasını şu şekilde özetlemiştir;

1-)YTZP'nin yaşlanması; sertlikte, dayanıklılıkta ve yoğunlukta azalma, monoklinik faz içeriğinin artması anlamına gelmektedir.

2-)Yaşlanmanın gerçekleştiği en önemli sıcaklık aralığı 200-300 °C'dir.

3-)T-m dönüşümü, zirkonyada mikro ve makro çatlaklar ve mekanik özelliklerde zayıflamaya sebep olmaktadır.

4-)T-m dönüşümü materyalin yüzeyinde başlamaktadır ve materyalin içine doğru ilerlemektedir.

5-)T-m dönüşümü ortamda su ya da su buharı varlığında artmaktadır.

6-)Zirkonyanın gren boyutlarının küçültülmesi ve/veya stabilize edici oksitlerin oranının artırılması dönüşümü azaltmaktadır.

2.1.6. Optik Özellikler

Diş hekimliğinde uygulanan seramik sistemlerde başarılı estetik sonuçlar için uygun translüensliğe sahip olması gerekir, aynı zamanda çiğneme yüklerine dayanacak yeterli dayanıklılıkta olmalıdırlar. Bu iki özelliğin tek bir materyalde bulunması güncel seramik sistemlerde mümkün olmamaktadır (f22). Bunun yanında oksit seramikleri alt yapı olarak kullanılmalı, cam veya feldspatik seramik madde ise estetik üst yapı malzemesi olarak kullanılmalıdır. Zirkonya altyapı materyali, uygun opaklık düzeyi ile koyu dişleri maskelemede başarılıdır. Zirkonya aynı zamanda tabakalama yöntemiyle kontrollü translüensiye olanak tanır. Opak özellik göstererek gren büyüklüğünün ışık uzunluğundan büyük olmasıyla ve zirkonyanın kırılma indeksinin yüksek olması, absorpsiyon katsayısının düşük olması, görünür ve kızılötesi spektrumda fazla opasite göstermesi karakteristiği ile ilişkilendirilebilir (31, 60).

Gren büyüklüklerinin değiştirilmesi ve ayrıştırılmasıyla CAD-CAM (Bilgisayar destekli tasarım ve üretim) teknolojisinde kullanılmak üzere üretilen endüstriyel blokların, çeşitli maddeler, renk vericiler ve stabilizatörler eklenmesiyle zirkonyanın porozitesine etki edilir aynı zamanda optik özellikte bunlardan etkilenir, bu materyalin translüenslik miktarını da değiştirmektedir. Böylece, CAD-CAM teknolojisi ile üretilen yüksek yoğunluklu sonradan sinterlenen zirkonya blokların kullanımı daha ince altyapıların (0.5mm) üretilmesine olanak tanımıştır (60). Bunun yanı sıra seramik tabakası için daha fazla yer ortaya çıkartılmış olur. Alümine içeriği ve dağılımı zirkonyanın translüensi miktarında önemli rol oynamaktadır. Zirkonyanın

alümüne içeriği ne kadar homojen ve miktarı az ise materyal o kadar translüsensi yüksek özellik taşımaktadır (54, 61).

2.2. CAD-CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim/ Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) Sistemleri

CAD (Computer-aided design) bilgisayar destekli tasarım, CAM (Computer-aided manufacturing) ise bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. CAD-CAM sisteminde bilgiyi toplamak, tasarlamak ve üretim yapmak amacıyla bilgisayar kullanılır. Ağız içerisi optik olarak görüntülenip görüntü dijitalize edilir. Restorasyonların bilgisayar kontrolünde freze sistemi ile homojen bir seramik bloktan kesilerek şekillendirilmesi suretiyle restorasyon elde edilir. CAD-CAM ile tek kronlar, çok üyeli köprüler, inley, onley dolgular ve fasetler hazırlanabilmektedir (62).

Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim sistemi veri elde etme (tarama), veri işleme (üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım ve yazılım) ve üretim (freze-donanım) ünitelerinden oluşmaktadır. Prepare edilmiş dişler, karşıt ve komşu dişler, karşıt çene ile oklüzyon ilişkisi çevre yumuşak dokular ile birlikte optik okuyucuyla taranarak dijital ölçü alma işlemi gerçekleştirilir. Dijital ölçü iki yöntem ile yapılabilir. Bunlardan birincisi; ağız içerisinden direkt kayıt alınabilen özel optik okuyucularla elde edilir, ikincisi indirekt olarak alçı model üzerinden, InLab sistemi kullanılarak da gerçekleştirilebilmektedir (Resim1, 63).



Resim 1: Ağız dışı tarayıcı ile model üzerinden tarama yapılması.

Bilgisayar ortamında elde edilen üç boyutlu model üzerinde sistem için özel üretilmiş yazılım programı ile restorasyonların tasarımı yapılmaktadır. Bunun için

restorasyonların bitim kenarı belirlenir, restorasyonlara uygun giriş yolu seçilip restorasyonlar istenilen tasarımda ve boyutta hazırlanabilir (63, 64).

Üretim aşamasına (CAM) geçildiğinde tasarlanan restorasyon tipine ve boyutuna uygun olarak blok seçilmektedir, seçilen bloklar kazıma ünitesine yerleştirilmektedir. Kazıma ünitesindeki çeşitli boy ve şekillerdeki frezler ile tasarım bölümünden gelen verilere göre hareket yolları belirlenen frezler ile bloklar kazınarak restorasyonlar elde edilirler (65). Bu şekilde hastalardan elde edilen verilerin CAD-CAM sistemine taşınması işlemi fazla zaman kaybedilmez ve yetenek gereksinimi en aza indirilir. Bu yüksek hassasiyete sahip teknoloji ile daha homojen yapıda üretim yapılabilir (66, 67).

2.2.1. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD-CAM) Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD-CAM sisteminde kullanılmak üzere özel olarak geliştirilen seramik bloklar, yüksek basınç altında sıkılaştırılarak elde edilirler, porözite içermez, yüksek yoğunluğa sahiptirler, artık stres barındırmazlar, yüksek mekanik özelliklere sahiptirler (68). Homojen olarak kullanılan bu restorasyonlar hızlı şekilde üretilebilir, polisaj ve glazür işlemleri kolaylıkla sağlanabilir. Aynı zamanda klinik olarak iyi kalitededirler. Bunun yanı sıra mikroyapıdaki partikülleri mekanik direnci arttırırken, karşıt dişin aşınmasını azaltır ve dişi kuvvetlendirerek kullanım ömrünü uzatır (68, 69). Isı altında sıkıştırılabilir seramikler gibi, CAD-CAM seramikleri de prefabrike bloklar halinde hazır bulunmaktadır. Bloklara frezeleme veya bilgisayar kontrolünde çalışan cihazlar ile kesim işlemi yapılır. CAD-CAM sisteminde birden fazla materyalden üretilmiş bloklar kullanılmaktadır. Bunlar; Cam seramik, alümina/zirkonya, kompozit, metal, mum, akriliktir. Zirkonya bloklar 900-1200 Mpa'lık bükülme dayanımına sahiptir ve çok üyeli restorasyonların yapımına imkân verirler (Resim 2). Alt yapı materyali olarak kullanılan zirkonya blokların yanında monolitik tüm kontorlu restorasyon materyali olarak üretilmiş zirkonya bloklar da geliştirilmektedir (Zenostar Wieland, Pforzheim, Almanya, inCoris TZI, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya). Üst yapı seramiğinin ayrılması (Chipping) sorununun giderilmesi için monolitik tüm kontorlu zirkonyalar yapılmaktadır (70). Alümina içeren bloklar ise 600-700 mPa'lık bükülme dayanımına sahiptir, kullanımı tek kronlar ve üç üyeli köprüler ile sınırlıdır (40).



Resim 2: CAD-CAM sisteminde kullanılan zirkonya bloklar.

Cam seramikler lityum disilikatlar ile güçlendirildiklerinde bükülme dayanımı 360 MPa olur, 3-4 üyeye kadar olan köprülerde hızlı prototipleme yöntemi ile üst yapı materyali olarak kullanılabilirler (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent Schaan, Lichtenstein). Hızlı prototipleme yönteminde, çeşitli üreticiler tarafından alt yapı materyaline uygun olan cam seramik üst yapılar kombine olarak CAD-CAM sistemi ile tasarlanabilirler. CAD-CAM sisteminde kullanılması amacıyla üretilmiş kompozit bloklar yüksek basınç altında sıkıştırılarak üretilirler ve bu tip kompozit bloklar konvansiyonel kompozit materyalinden mekanik olarak daha üstündür. Fiziksel ve yapısal özellikleri açısından naturel dişe benzer olan seramik dolduruculu kompozit (hibrit) CAD-CAM blokları geliştirilerek son yıllarda piyasaya arz edilmiştir, Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bu bloklara örnek olarak verilebilir (Resim 3).



Resim 3: CAD-CAM sisteminde kullanılan hibrit bloklar

2.2.2. CAD-CAM ile Hazırlanan Zirkonya Esaslı Seramik Sistemler

2.2.2.1. Celay

1987 yılında kopyalama tekniği esasıyla çalıştırılmak üzere geliştirilmiş olan Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Almanya) bilgisayar destekli sistemlere karşı alternatif olarak üretilmiştir. Bu yöntem hazır seramik blokların herhangi bir bilgisayar desteği olmadan frezeleme yapılması tekniği ile işler. Bu yöntemde Vita firması tarafından üretilen bloklar kullanılmaktadır. Bunlara örnek olarak verebileceklerimiz; feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alümina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks)'dır (71). Celay sisteminde makine iki bölmeden oluşur, resim 4'te görünen cihazdaki sol taraftaki kısımda mavi renkli fotopolimerize kompozitten hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise frezlenecek Vita Celay Zirkonya blok görülmektedir. Sol kısımda yer alan kopyalama bölmesindeki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit modelaj üzerinde dolaşırken, sağ tarafta ki frezleme kısmındaki aşındırma özelliği olan frezlerde zirkonya bloğu şekillendirir. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120 °C'de sinterize edilir, cam infiltre edilerek 1140 °C'de tekrar fırınlanır. Veneer materyali olarak Vitadur Alpha (Vita, Bad Säckingen, Almanya) seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (71).



Resim 4: Celay sistemi (72).

2.2.2.2. Procera Sistemi

Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ile CAD-CAM yöntemi kullanılarak titanyum altyapılı (Procera AllTitan), % 99,5'lik saf alüminyum oksit alt yapılı (Procera AllCeram) ve zirkonya altyapılı (Procera AllZirkon) restorasyonlar oluşturulabilmektedir. Bu sistemin, CAD kısmı laboratuvarlarda, CAM ünitesi ise Amerika ve İsveç'te olmak üzere iki merkezde bulunmaktadır (73). Procera sisteminin özel tarayıcılarında model taranarak altyapı tasarlanmaktadır. Elde edilen veriler, CAM ünite merkezlerine elektronik ortamda gönderilmektedir. Laboratuvarda hazırlanan alt yapı üzerine zirkonya için uygun üst yapı seramiği olan Nobel Rondo (Nobel Biocare) yüklenmektedir. Procera AllZirkon blok kullanılarak 4-5 üyeli zirkonya köprü restorasyonları yapılabilmektedir (73, 74).

2.2.2.3. DCS-Precident Sistemi

1990'lı yılların başında kullanılmaya başlayan DCS (Digitizing Computer System, Allswill, İsviçre) sisteminde tam sinterize Y-TZP esaslı blok (DC-Zirkon) kullanılmaktadır (75). Optik sensörlü lazer tarayıcı (Preciscan) ile diş ve çevre dokular taranır. DCS Dentform yazılımına gönderilen verilere göre restorasyonun tasarımı yapılmaktadır. Precimill frezleme makinesi ile de kazıma işlemi yapılır. Restorasyonun tasarımı tam sinterlenmiş blok kullanıldığı için son boyutlarındadır (73).

2.2.2.4. Cercon

1999 yılında geliştirilen Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya), sadece CAM kısmını içeren bir sistemdir. Dental laboratuvarın hazırladığı mum modelaj, optik lazerle taranarak CAM ünitesi tarafından alt yapı üretimi yapılmaktadır (76). CAM kısmı, Cercon Brain ve Cercon Heat bölümlerinden oluşmaktadır (Resim 5). Tarama ve frezeleme işlemi Cercon Brain bölümü tarafından yapılmaktadır. Zirkonya altyapılar pre-sinterize bloklardan %30 daha büyük hacimde olacak şekilde frezelenmektedir. Bu sistemde, frezeleme sonrası zirkonya altyapılar 'Cercon heat' fırınında 1350 °C'de, 6-8 saat sinterlenmektedir (76).



Resim 5: a) Cercon heat yüksek ısı sinterleme fırını b) Cercon sistemindeki tarama ve frezeleme işlemlerinin yapıldığı Cercon Brain ünitesi (76).

2.2.2.5. Lava Sistemi

Lava sisteminde (3M ESPE, Seefeld, Almanya), yarı sinterlenmiş Y-TZP esaslı bloklar kullanılmaktadır. Sistemde zirkonya bloklar hacimce %20-25 oranında büyük olarak frezelenirler ve son sinterleme işleminde gerçek boyuta, yoğunluğa ve dirence ulaştırılırlar. Sistemde optik tarayıcı (Lava Scanner), frezleme ünitesi (Lava Milling) ve sinterleme fırını (Lava Therm) bulunur (77). Ölçü alındıktan sonra dental laboratuvarında model elde edilir ve optik tarayıcı modeli tarar. Özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon tasarlanmaktadır ve frezeleme ünitesine aktarılmaktadır. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklardan hacimce büyük olarak frezelenirler. Frezeleme ünitesi 21 üye restorasyona kadar üst üste kazıma yapabilmektedir. Sinterleme işlemi, sinterizasyon fırınında 1500 °C’de 11 saat yapılır. Sinterlenen alt yapılara, zirkonya blokların termal genişleme katsayısıyla uyumlu Lava Ceram seramik materyali üstyapı olarak işlenir. Lava Plus blokları, dayanıklılık değiştirilmeden translusensliğini artırarak estetik özelliklerini geliştirmek amacıyla Lava’nın piyasaya sürdüğü yeni nesil zirkonya bloklardır. Lava Plus zirkonya blokların translusensliği, alümina içeriği azaltılarak ve dağılımı geliştirilerek artırılmıştır (78).



Resim 6: a) Lava sistemine ait frezeleme ünitesi b) Sinterleme fırını

2.2.2.6. Cerec InLab Sistemi

Ağız içi kamerası tarama yaparak, hekimlerin klinikte ölçü materyali kullanarak ölçü alma işlemini ortadan kaldıran bu sistemde ağız içi kamerasına ek olarak bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi (Inlab MC XL, Sirona, Bensheim, Almanya) ve sinterleme fırınları (Zyrcomat, Vita, InFire HTC Speed) vardır (79). Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) optik okuyucu ile hasta ağzından direkt olarak ya da indirekt olarak model üzerinden dijital ölçü elde edebilmektedir. Dijital ölçüyle elde edilen veriler bilgisayara aktarılarak alt yapı tasarımı yapılmaktadır. CAM ünitesi kısmına yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırmayla tasarımı yapılmış olan alt yapılar elde edilir (Resim 7). Sinterleme işlemine tabi tutulan altyapılar yaklaşık %20 oranında büzölmeye uğrar ve istenilen restorasyon boyutuna ulaşılır. Diğer sistemlerle mukayese edildiğinde daha ekonomik olan bu sistem, zirkonyadan başka bloklarında kullanılabilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi bu sistemin avantajlarından. Fakat Cerec In-Lab ile 3'den fazla üye içeren uzun köprüler elde edilememektedir.



Resim 7: Cerec inLab sisteminde kullanılan frezeleme ünitesi.

2.2.2.7. ZENO TEC® Sistemi

ZENO TEC sisteminde (Wieland, Pforzheim, Almanya), ölçü alındıktan sonra elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan nesne 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD uygulamasında tasarımı yapılır. Frezleme ünitesinde yer alan sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan restorasyonlar ortalama %20 oranında daha fazla hacimlidir. Alt yapı 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğine ulaşır. Sistem tüm seramik restorasyonların yanı sıra metal seramik restorasyonlar için de alt yapı üretimi amacıyla tasarlanmıştır ve geniş bir endikasyon yelpazesine sahiptir (80). '3 shape D200' adındaki tarayıcı makinesi iki farklı kamerayla çalışmaktadır. Taranan model veya yalancı kök 3 farklı yönde hareket ettirilerek daha fazla detayın lazer okuyucu tarafından tespit edilmesine imkân tanımaktadır. Her bir dayanak yaklaşık olarak 1-2 dakikada tamamlanmaktadır. Tarayıcının dönen tablasına yerleştirilen sahte köklü model ilk önce kabaca taranır, akabinde restorasyonun yapılacağı alan özel olarak seçilir ve o bölgenin daha ayrıntılı taranması sağlanır (80). Üç üyeli bir köprü protezi için bir modelin taranması 5-6 dakikada tamamlanabilir. Daha sonra modeldeki yalancı kökler ayrı ayrı tarayıcıya yerleştirilerek en hassas detaylar kaydedilebilmektedir. Tarama işleminin ardından sistemin 'Dental Designer' adındaki özel yazılımı, yapılabilecek en uygun restorasyonu oluşturur. Restorasyon kenarları otomatik olarak belirlenir. Restorasyonun giriş yolu otomatik olarak belirlenirken, siman aralığı ve simanın kaplayacağı alan ve restorasyonun duvar kalınlığı kullanıcı tarafından belirlenir. Alt yapı kalınlığının ön dişlerde 0.4 mm ve arka dişlerde 0.5-0.6 mm olması önerilmektedir. Kesici kenarlarda 1.0-2.0 mm üst yapı porseleni uygulanmalıdır. Bu

nedenle materyal kalınlığı her tarafta eşit kalınlıkta yerleştirildikten sonra gerekli noktalara sanal spatül ile ek yapılabilir ya da örneğin tüberkül tepesinin konturları düzenlenebilir. Eğer yapılacak uygulama bir köprü protezi ise her dayanak ayrı ayrı tasarlanır. Daha sonra sistemin hafızasında mevcut gövdelerden en uygun olanı sistem tarafından otomatik olarak seçilir ve dayanaklara bağlanarak restorasyon tasarımı tamamlanır. Üç farklı boyutta olan kazıyıcı üniteler (Zeno 4820, Zeno 3020, Zeno 4030M1) alüminyum oksit, zirkonyum dioksit, kompozit ve titanyum blokları kazıyabilmektedir (80).

Kazıma diğer bir deyişle frezeleme üniteleri, frezelenen materyalin türüne göre sıvı soğutmalı ya da kuru olarak çalışabilmektedir. Dört farklı yönde aşındırma yapılırken sistem tamamen otomatik olarak gerçekleşir ve sistem çalışırken ikinci bir bloğun da yerleştirilmesine izin vermektedir. Aşındırılan zirkonyum dioksit ve alüminyum oksit diskler 'Zeno Fire' fırınında sinterlenir (80).

2.2.3. Monolitik Y-TZP Bloklar

Güncel restoratif materyallerin ve CAD-CAM sistemlerinin gelişmesi ile birlikte tüm konturlu zirkonya restorasyonların kullanımı artmıştır. Anatomik tüm konturlu hazırlanan zirkonya restorasyonlar, üst yapı içermedikleri için kırılma dayanımları daha fazladır (81, 82). Zirkonyumun üretiminde ve sinterizasyonunda modifikasyonlar yapılarak translüenslik artırılır ve optik özellikleri geliştirilebilir (83). Polikristalin seramiklerin translüensliği materyalin gren yapısı ve kimyasal özelliklerine bağlı olarak değişir. Materyallerin içerisindeki düzensiz grenler ve poroziteler ışık geçirgenliğini engelleyerek azaltır. Zirkonya içerisindeki porların sayısı ve boyutu zirkonya içinden geçen ışık dağılımını etkilemektedir. Zirkonyanın por büyüklüğü genel olarak 200 nanometre (nm)'dir. Zirkonyada bulunan porların sayısı ve boyutu translüensliği doğrudan etkiler ve bu porların bulunmaması materyalin optik özelliklerini iyileştirerek estetiğini geliştirir (84, 86). Zirkonya blokların içinde bulunan organik bağlayıcılar zirkonyanın dayanıklılığını artırır fakat optik özelliklerini olumsuz olarak etkiler. Monolitik zirkonya bloklarda ise atomlar organik bağlayıcılar olmadan birbirinin içine geçmektedir. Monolitik zirkonya blokların yapısının nanopartiküller içermesi, porozite bulunmaması ve alumina içeriğinin %0.01'e kadar indirilmiş olması ışık geçirgenliğinin artmasını sağlar. Monolitik zirkonyanın renklendirilebilir olmaları estetik özelliklerini artırır (82). İnteroklüzal

mesafenin yetersiz olduğu olgularda restorasyon 0.3-0.5 mm'ye kadar inceltilerek kullanılabilir. Optimum estetiğin sağlanabilmesi yönünden bu materyale gerektiğinde üst yapı seramiği de eklenebilir (83).

Y-TZP içerisinde oksijen boşluklarına benzeyen nokta defetleri vardır ve noktalar ışığın materyal içerisine absorbe olmasına neden olur. Özellikle bu durum, azaltılmış atmosfer basıncı altında yapılan sinterleme işleminde oluşur. Sinterlemeden sonra ısı işlem uygulanarak oksijen boşluklarının kaybolması sağlanır (87, 88).

Tetragonal zirkonya kristali çift kırılım özelliği göstermektedir, diğer bir söylemle kırılma indeksi farklı kristalografik yönlerde bağlıdır (anizotropik). Polikristalin yapıdaki zirkonya içerisinde değişik sınırlara sahip partiküller olduğuunda, ışık kırılmaları homojenite göstermez. Partikül sınırındaki kırılma ve yansımalarındaki sapmalardan dolayı, materyal içerisinden geçen ışık miktarı azalır (85).

2.2.3.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Yüksek dayanımlı oksit seramik restorasyonlarda porselen tabakalama tekniği diş-benzeri görünüm elde edilmesine olanak sağlarken, beraberinde başka bir sorun ortaya çıkar. Tabakalanan porselenin alt yapıdan ayrılması (chipping) hala güncel bir sorun olarak çeşitli araştırmalarda rapor edilmiştir (5, 89, 90). Bu nedenle, özellikle tabakalamaya gerek olmayan monolitik restorasyonlar ön plana çıkmaktadır. Diğer materyallere göre üstün fiziksel özellikleri nedeniyle son yıllarda zirkonyum seramiklerin monolitik kullanımı ile ilgili çalışmaların popülerliğini artırmıştır.

“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.

Zirkonyanın içeriğindeki alümina miktarı arttıkça yoğunluğu artar ve translusensi özelliği azalır (91). Bu nedenle; yeni geliştirilen zirkonya bloklarının içeriklerindeki alümina miktarı düşürülerek daha translusent yapıda monolitik zirkonya restorasyonlar elde etmek amaçlanmıştır.

2.2.3.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları

Monolitik zirkonya restorasyonların avantajları aşağıdaki şekilde özetlenebilir (92, 93, 94, 95) :

- a. Monolitik zirkonya restorasyonlar yüksek biyouyumluluğa sahiptir.
- b. Yüksek translusensi özellikleri dolayısıyla estetikler ve özel boyama solüsyonları kullanılarak boyanabilir.
- c. Yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısı dayanımına (2600 °C) sahiptir (93).
- d. Aşınma dirençleri doğal dişe benzerlik gösterir (94).
- e. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumları tolere edebilir.
- f. İnley ve onlay restorasyonlarda uygulanabilir.
- g. Restorasyonun uygulanacağı dişte diğer restorasyon tiplerine göre daha az preparasyon gerektirir.

2.2.3.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları

Monolitik zirkonya restorasyonlar üzerine yapılmış çalışmaların sonuçları doğrultusunda dezavantajları aşağıdaki şekilde özetlenebilir (96) :

- a. Monolitik zirkonya restorasyonlar, bilgisayar destekli üretim aşamasında kullanılan cihazlar, kazıma blokları ve frezlerin maliyeti düşünüldüğünde geleneksel restorasyonlara göre daha pahalıdır.
- b. Ağızda uyumlama gerektiren durumlarda, veneer porcelene göre uyumlama işlemleri daha zordur.
- c. Boyanabilme özellikleri olsa da tabakalama ile işlenmiş bir veneer porcelene göre diş benzeri görünüm elde etmek zordur.
- d. Kırıldığında tamir edilmesi mümkün olmayabilir.

2.3. ÜST YAPI SERAMİĞİNİN ZİRKONYA ALT YAPI ÜZERİNE UYGULAMA YÖNTEMLERİ

Üst yapı seramiği uygulama yöntemleri zirkonya restorasyonların klinik başarısında, etkilidir. Üst yapı seramiğinin yüklenmesi işleminde zirkonya materyali aşındırma, nem, ısı gibi dış faktörlere maruz kalabilmektedir. Böylece, artık stresler sebebiyle faz dönüşümü hızlanmakta ve mekanik özelliklerinde düşüşler görülebilmektedir (113). Zirkonyaya üst yapı seramiği birçok farklı malzeme ve teknikle uygulanmaktadır (114).

2.3.1. Tabakalama Tekniği

Tabakalama tekniği seramik tozu ve özel likiti kullanım klavuzuna göre firma tarafından önerilen oranlarda karıştırılır ve krema kıvamındaki seramik karışımı sinterlenmiş zirkonya alt yapı üzerine fırça yardımıyla uygulanmaya başlanır. Seramik partiküllerin arasındaki hava boşlukları ve nem seramiğin kondansasyon yöntemi ile işlenmesi sırasında, çeşitli vibrasyon ve spatülleme teknikleri ile seramik yüzeyine çıkarılmaktadır. Yüzeydeki nem, kâğıt mendiller kullanılarak emdirilir. Seramik partikülleri böylece birbirine yaklaştırılmış olmaktadır ve kırık başlangıcından sorumlu olan porözite riski önlenerek materyalin dayanıklılığı arttırılmaktadır (115). Seramiğin fırınlanması sırasında seramik hamuru içinde bulunan hava kabarcıkları ve su buharlaşarak uzaklaşır ve seramik büzülmeğe uğrayarak boyutsal değişim gösterir. Büzülme miktarının tolare edilebilmesi için restorasyon nihai formundan daha büyük olacak şekilde işlenmelidir. Bu teknikte restorasyonun son formu pişim sonrası belli olmaktadır. Fırınlanma sayısının artması; alt yapının distorsiyonuna neden olurken, alt yapı ve üst yapı seramiğinin ısıl genleşme katsayı farklılığına bağlı olarak kenar uyumunda azalma görülebilir (116). Tabakalama tekniğinin başarısında birçok faktör etkili olduğu için hassas bir yöntemdir. Bu faktörler; Porselen karışımının homojenitesi, fırınlanma sayısı, fırının kalibrasyonu, dental teknisyenin tecrübesi, pişim ve soğutma süreleridir (117, 118). Pişirme işlemi doğru teknikle gerçekleştirildiğinde seramik yüzeyinde, eriyerek birbirlerine çeperlerinden bağlanmış ve 25 µm kalınlığında yoğun bir cam faz tabakası vardır. Yüksek pişim sıcaklığı seramikte çökme, restorasyonlarda detayların kaybolma ve daha yuvarlak hatların oluşmasına neden olur. Tekrarlanan pişim işlemlerinde, seramikteki cam fazın kristal faza dönüşmesi ile devitrifikasyon olayı ortaya çıkar. Pişim sonrası fırından

restorasyonun hemen çıkarılması sonucu hızlı soğutma ile seramiklerde ilk 30 sn içinde ısıl gerilimler oluşarak kırılmalara neden olabilecek stres odakları ortaya çıkabilir (119)

2.3.2. Isı-basınç ile Şekillendirme Tekniği (Press on)

Geleneksel tabakalama yöntemindeki porselenin büzülmesi problemleri üzerine alternatif olarak ısı-basınç ile şekillendirme tekniği ortaya çıkmış ve geliştirilmiştir (120). Isı-basınç ile şekillendirme tekniğinde; sinterlenmiş zirkonya alt yapı üzerine üst yapının mum modelasyonu yapılır ve restorasyonun istenilen nihai formu elde edilir. Zirkonya alt yapı ve mum modelaj birlikteliği revetman kalıba alınır ve ön ısıtma fırınında “kayıp mum tekniği” ile mum eliminasyonu yapılır. Akabinde oluşan negatif boşluğa, bu teknik için çok özel olarak geliştirilmiş seramik bloklar press fırınında yumuşatılarak basınç ile gönderilir ve restorasyon ortaya çıkar. Isı ve basınç ile şekillendirme tekniğinin avantajı; tabakalama yöntemine göre üretimin daha kolay ve hızlı yapılmasıdır. Ayrıca ısı-basınç ile şekillendirme sırasında seramik materyali büzülme uğramadığı için restorasyonun marjinal uyumları daha iyidir (121). Bu tekniğin başarısında rol oynayan bazı önemli faktörler şunlardır; Ön ısıtma fırınının sıcaklığı ve revetmanın bekleme süresi, döküm kanallarının doğru bağlanması, mum modelajın bekleme süresi ve temizliği, döküm materyalinin kalitesi ve revetman artıklarının kumlama ile temizlenme sırasındaki hassasiyet (115, 121). Bu tekniğe örnek olarak zirkonya alt yapı (IPS e-max zirCAD IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) üzerine florapatit esaslı cam seramik bloklar (IPS e.max ZirPress, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) verilebilir. (Resim 8)



Resim 8: Zirkonya alt yapının üzerine presslenebilen florapatit esaslı cam seramikler.

2.3.3. Hızlı Prototipleme Tekniği

Hızlı prototipleme tekniği CAD-CAM sistemi ile hazırlanır, bu teknikte seramik tozlarının basınç altında sıkıştırılması ile elde edilen, porözite içermesi engellenen ve yüksek dayanıma sahip hazır bloklar kullanılmaktadır. Bu teknikte CAD-CAM sisteminin hassasiyetinden yararlanılmaktadır. Dijital ölçü ile taranarak elde edilen 3 boyutlu model üzerinde, restorasyonun marjinal kenarları belirlenir ve istenilen diş şekline göre zirkonya alt yapı ve seramik üst yapı aynı anda birbiriyle uyumlu bir şekilde tasarlanmaktadır. Kazıma ünitesinden elde edilen zirkonya alt yapı, sinterizasyon işleminden sonra ağızda prova edilebilir. Alt yapı ile aynı anda tasarlanan üst yapı, hazır seramik bloklar kullanılarak kazıma ünitesinde hazırlanır ve sinterlenen zirkonya alt yapı ile olan uyumu kontrol edilir. Çeşitli firmaların önerileri doğrultusunda alt yapı ve üst yapı, özel bir cam seramikle veya asit-silan-kompozit uygulaması ile birleştirilmektedir (122). Hazır bloklar kullanılarak freze yöntemi ile elde edilen alt yapı ve üst yapıda herhangi bir şekil değişikliği görülmemesi nedeniyle, tasarımı gerçekleştirilen restorasyonun bire bir aynısı elde edilmektedir (123). Ayrıca CAD-CAM sistemi ile karşıt ark ölçüsü ve kapanış kaydının alınabilmesiyle istenilen okluzal temasları tüm restorasyonlar tasarlanabilmekte ve üretilebilmektedir.



Resim 9: Hızlı prototipleme sistemine örnek alt yapı, üst yapı ve bağlayıcı tiktrotrofik cam seramik bileşenleri.

CAD-CAM sistemi ile hızlı prototipleme yönteminde; alçı model eldesi, güdük hazırlama, kapanışın artikülatöre alınması, restorasyonun manşete alınması, revetmandan ayrılması, döküm ve tesviye işlemleri gibi laboratuvar aşaması olmadığı

için, hızlı prototipleme yönteminin diğer üst yapı hazırlama yöntemlerine nazaran daha güvenilir olduğu söylenebilir (124). Ayrıca tabakalama yönteminde seramiğin işlenmesi sırasında oluşabilecek porözite ve çatlaklar, fırının hatalı kalibrasyonu nedeniyle seramiğin yanlış koşullarda fırınlanması, döküm sırasında oluşabilecek hatalar ve teknisyenin becerisi gibi restorasyonun başarısında önemli rol oynayan etkenler ortadan kaldırılır (125, 126). Termal genleşme katsayıları uyumlu olmayan alt yapı ve üst yapı materyalleri kullanıldığında, fırınlanma sırasında oluşabilecek büzölmeler ara yüzeyde artık streslerin birikmesine neden olur. Hızlı prototipleme yönteminde termal genleşme katsayıları uyumlu olan materyaller kullanıldığı ve üst yapı seramiği CAD-CAM sistemi ile hassas bir şekilde üretildiği için, restorasyonun bağ dayanımının azalmasına sebep olabilen etkenler ortadan kaldırılmaktadır (122, 127). Hızlı prototipleme yönteminin öteki avantajları; laboratuvar aşamaları ortadan kalktığı için restorasyonun üretimi için gereken sürenin azaltılması, üst yapı seramiği homojen yapıda olması ile çatlak başlangıcına neden olabilecek porözite ve hata içermeyen restorasyonların üretiminin mümkün olması, dayanımı yüksek üst yapı seramiği kullanıldığı için çift tabakalı sistemin bağlanma dayanımını artırması, üst yapıların hasta başında hızlı ve kolay bir şekilde hazırlanması nedeniyle restorasyonun aynı gün içinde tek seansta bitirilebilmesi ve buna bağlı olarak tedavi süresinin kısılması ve laboratuvar maliyetlerinin azaltılmasıdır. Ayrıca çoğu zaman hastalar tarafından tolare edilmesi zor olan ölçü materyali ve ölçü kaşığı kullanılarak ağız içinden geleneksel kayıt alma işlemi yerini, CAD-CAM teknolojisiyle dijital ölçüye bıraktığı için, hızlı prototipleme yöntemi hastalar tarafından daha kabul edilebilirdir. CAD-CAM sisteminin ve üstün mekanik özelliklere sahip seramik blokların avantajlarından yararlanan hızlı prototipleme yöntemiyle, hastalara daha hızlı, konforlu ve kaliteli tedavi seçeneği sunulabilir (125).

2.4.Diş Preparasyonunun Esasları

Planlanan protetik restorasyonla eksik olan diş dokuları tamamlanırken bir diğer yandan da preparasyonu yapılan dişlerin madde bütünlüğü de korunmalıdır. Yapılması planlanan restorasyonların diş dokuları ve çevre dokularla uyum içinde olması gerekir. Restorasyonların ağız içinde uzun yıllar boyunca hizmet verebilmeleri için yeterli tutuculuğa ve dirence sahip olmaları gerekir. Kullanılan yapıştırıcı simanlar, yapılan restorasyonları tek başına ağızda tutmaya yetmez. Tutuculuk, prepare yüzeyin

restorasyonun uzun eksenini boyunca yerinden çıkmasını engeller. Direnç ise, restorasyonun maruz kaldığı vertikal ve oblik kuvvetler karşısında hareketi sınırlar.

Preparasyonu gerçekleştirilen dişin karşılıklı duvarlarının paralelliği tutuculukta rol oynar. Kaufman ve ark (128), koniklik açısının tutuculuk üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında; koniklik açısının artması durumunda tutuculuğun azaldığını belirtmişlerdir. Siman ile restorasyon arasındaki gerilimin, koniklik açısı 0-16 derece arasındayken kabul edilebilir değerlerde olduğu ve yeterli retansiyonun bu değerler arasında sağlanabildiği ancak 20 derecenin üzerinde, gerilim yoğunluğunun arttığı, yapılan çalışmalar ile ispatlanmıştır (129, 130).

Tutuculuk tek bir giriş yolunun olduğu durumlarda en yüksek değere ulaşır. Aksiyel duvar boyunun kısa ve koniklik açısının fazla olduğu dişlerde tutuculuktan söz etmek olanaksızdır. Yer değiştirme serbestliğinin, yani kronun uzun aksında oluşan rotasyonel hareketlerin engellenmesi gerekmektedir. Bu amaçla, preparasyonun aksiyel duvarlarına oblik olarak direnci arttırmaya yönelik okluklar yerleştirilebilir.

Yapılması planlanan restorasyonların uzun ömürlü olabilmeleri için göz önüne alınması gereken bir diğer faktör, okluzal kuvvetlere karşı koyabilmeleridir. Değerli aşımelerde, fonksiyonel tüberküller için 1.5 mm'lik okluzal redüksiyon gerekirken fonksiyonel olmayan tüberküllerde istenilen redüksiyon miktarı 1 mm'dir. Metal destekli seramik restorasyonlarda, fonksiyonel tüberküller için 1.5-2 mm ve fonksiyonel olmayan tüberküller için 1-1.5 mm okluzal redüksiyon yeterli olacaktır. Tüm seramik restorasyonlar planlanırken 2 mm okluzal mesafenin bırakılması restorasyonun dayanıklılığı için gereklidir.

Okluzal yüzeylerin yüzey morfolojisine uyumlu olarak hazırlanmasıyla hem simanın tutunacağı yüzey alanı artırılır, hem de karşıt ark ile yeterli mesafenin açılmasına katkı sağlanmış olur. Üst dişlerin palatinal tüberküllerinin palatinal eğimleri ve alt dişlerin bukkal tüberküllerinin bukkal eğimlerine geniş bizotajlar yapılmalıdır.

Preparasyonu yapılacak dişin servikal marjin bölgesinde dişte horizontal yönde belli açılarla oluşturulan ve diş çepçevre saran sonlanmalara basamak denir. Farklı basamak tipleri bulunsa da amaçları, diş sert dokularını ve çevre dokuları korumak,

prepare yüzey üzerine gelecek olan restorasyona yeterli mesafe kazandırmak, restorasyonun direncini arttırmak ve gelen çığneme kuvvetlerinin dişin uzun aksına paralel iletilmesine yardımcı olmaktadır.

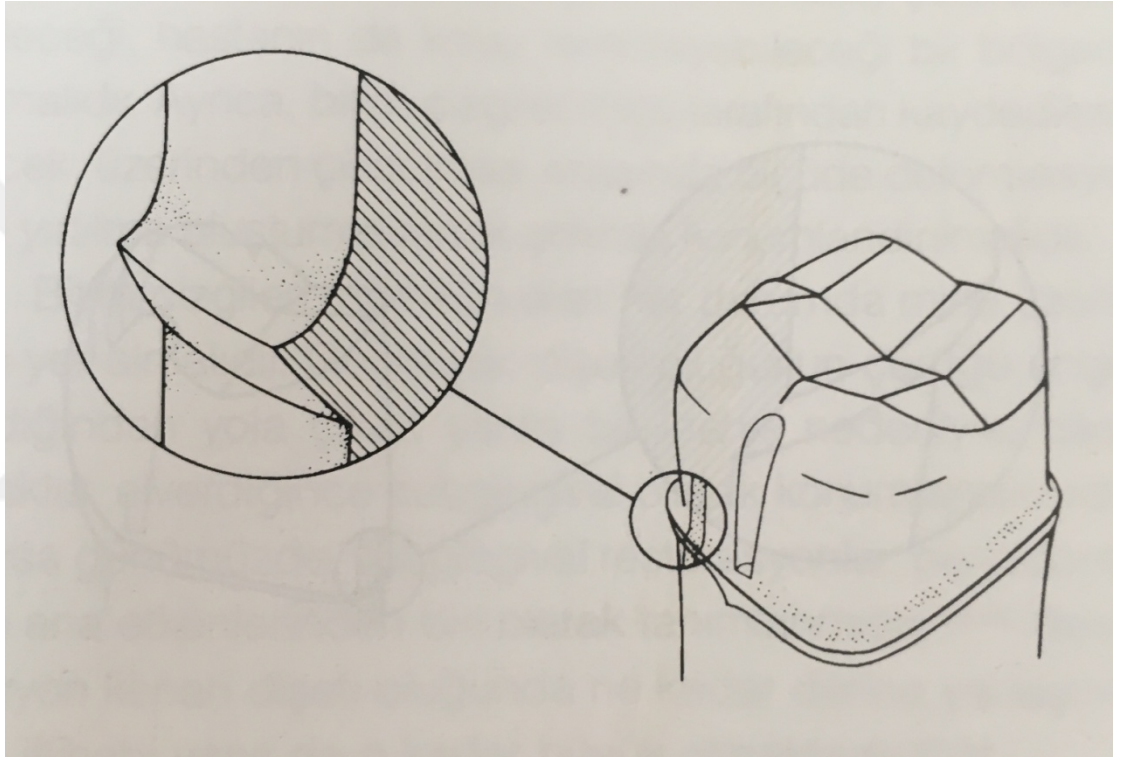
Diş preparasyonu için altı değişik tarzda basamak önerilmektedir.

- Chamfer basamak (Şekil 3)
- Derin chamfer basamak (Şekil 4)
- Shoulder basamak (Şekil 5)
- İç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak (Şekil 6)
- Bizotajlı shoulder basamak (Şekil 7)
- Knife-edge basamak (Şekil 8)



2.4.1.Chamfer Basamak

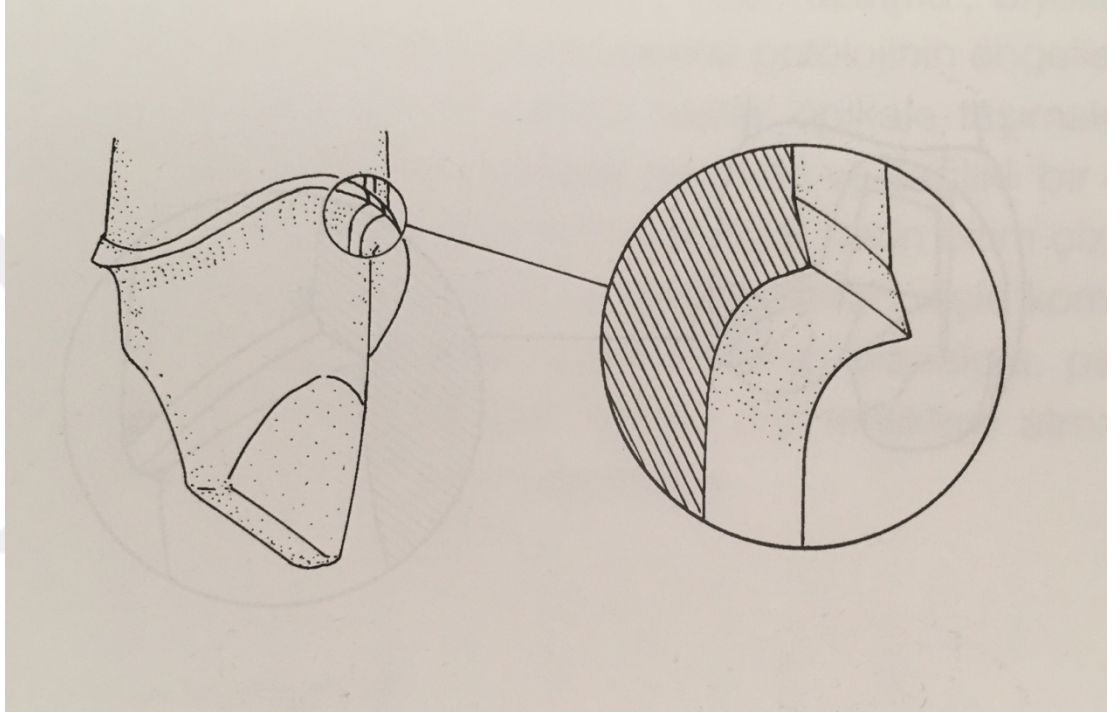
Tüm veneer kron restorasyonların marjinal bitim çizgisinin chamfer olması klinikte tercih edilmektedir. Farah ve ark (131); chamfer bitim çizgisinin en az gerilimi yarattığını ve bu sayede siman tabakasının başarısızlığa uğrama olasılığının azaldığını belirtmişlerdir. Yuvarlak uçlu elmas frezin uç kısmı gerekli marjinal redüksiyonu yaparken, frezin boyun kısmı gerekli aksiyal eksiltmeleri yapar.



Şekil 3: Chamfer basamak

2.4.2.Derin Chamfer Basamak

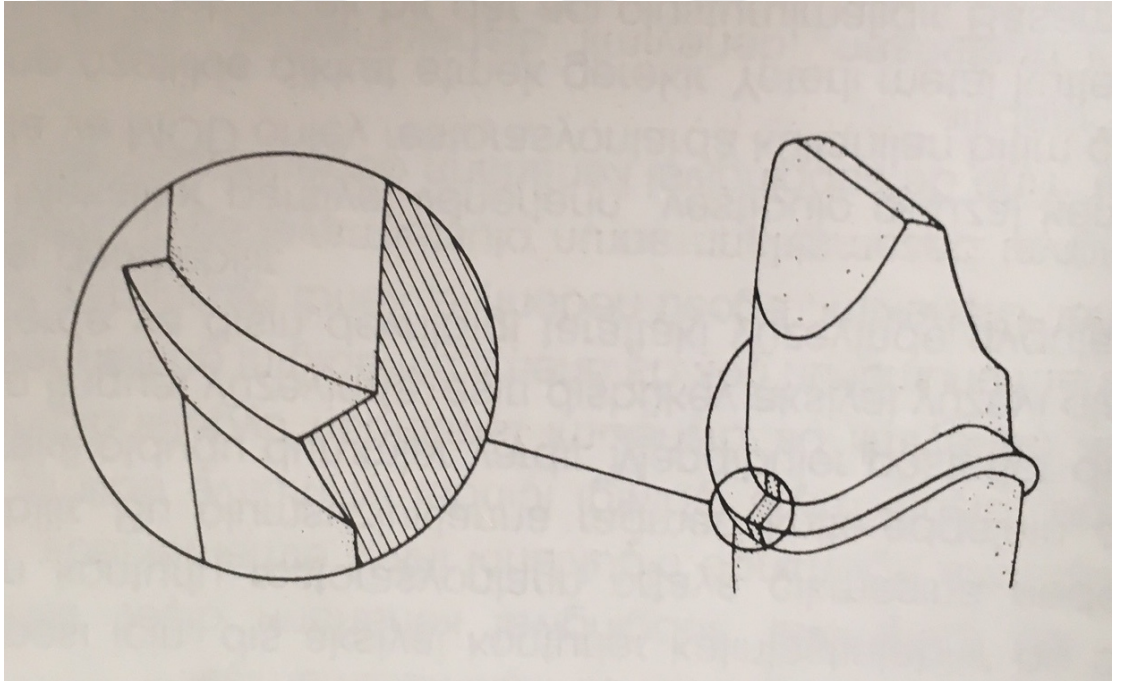
Derin chamfer basamak ise, geniş yarıçaplı bir iç açığı ve beraberinde 90 derecelik bir kavite yüzey açısı oluşturmak için kullanılır. Shillingburg ve ark (132); metal desteksiz restorasyonlar için derin chamfer basamağın daha uygun olacağını çalışmalarında göstermişlerdir.



Şekil 4: Derin chamfer basamak

2.4.3.Shoulder Basamak

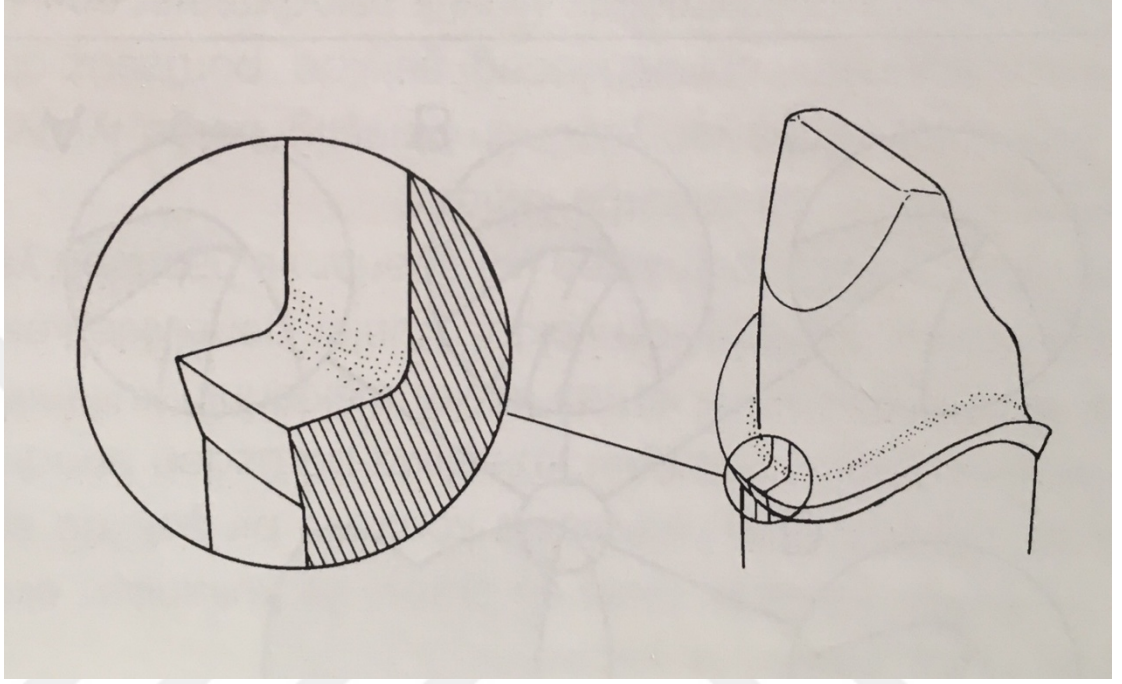
Shoulder basamak tipinin tüm seramik restorasyonlarda uzun yıllar boyu kullanılmasındaki sebep, okluzal kuvvetlere karşı direnç sağlaması ve porselen üzerindeki gerilimi azaltmasıdır. Ancak diğer bitim çizgilerine göre daha derin bir basamak şekli olduğundan diş dokusunu koruyan bir basamak tipi değildir. Köşeli ve 90 derecelik iç açığa sahip olması, prepare yüzeyin marjindeki gerilimin artmasına sebep olur ve restorasyon kırıkları meydana gelebilir.



Şekil 5: Shoulder basamak

2.4.4.İç Açısı Yuvarlatılmış Shoulder Basamak

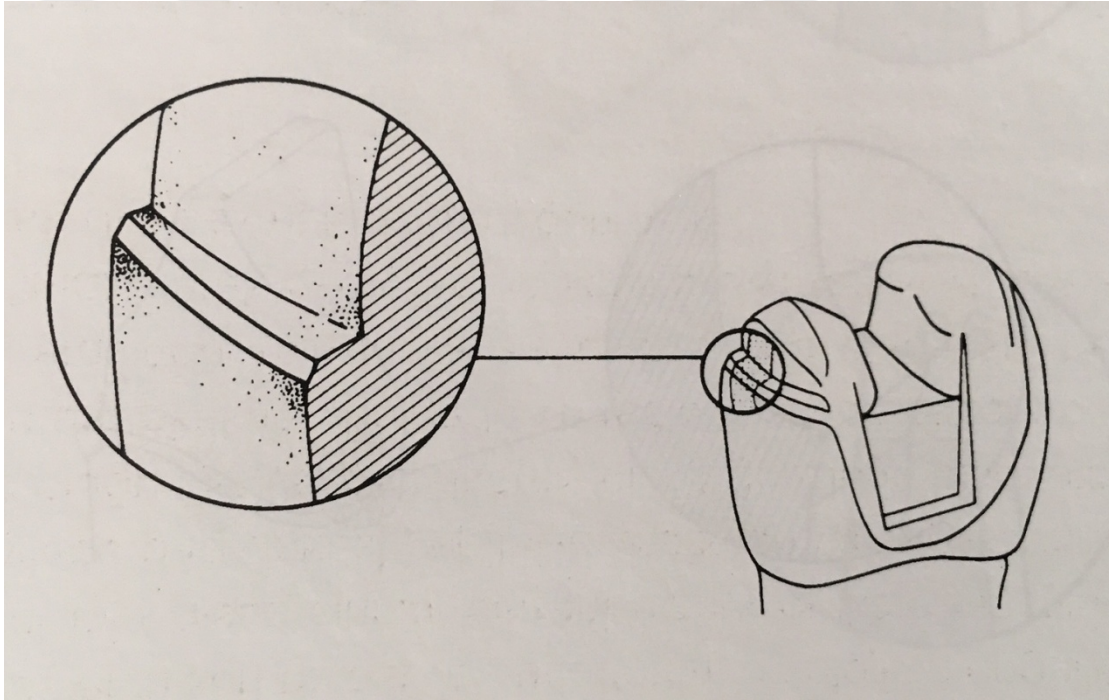
İç açısı yuvarlatılmış shoulder basamağın açısı 90 derece olmasına rağmen basamak genişliği iç açılarda yuvarlatılması dolayısıyla daralmıştır. Bu tasarım ile, klasik shoulder basamağa göre diş dokusu üzerindeki gerilim kuvvetleri azalmış olur.



Şekil 6: İç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak

2.4.5. Bizotajlı Shoulder Basamak

Bizotajlı shoulder basamak diş dokusundan gereksiz madde kaldırıldığı için rutin olarak kullanılmamalıdır. Ancak bizotaj, döküm işlemlerindeki ve simantasyondaki hataları bir dereceye kadar karşılar. Bizotaj ayrıca seramiğin pişirilmesi sırasında, metal alt yapının daha az distorsiyona uğramasına ve daha iyi bir kenar uyumu elde edilmesini sağlar. Onley ve overley restorasyonların okluzal basamaklarında ve estetiğin önemli olmadığı metal seramik restorasyonların vestibül bitim çizgilerinde kullanılabilir.



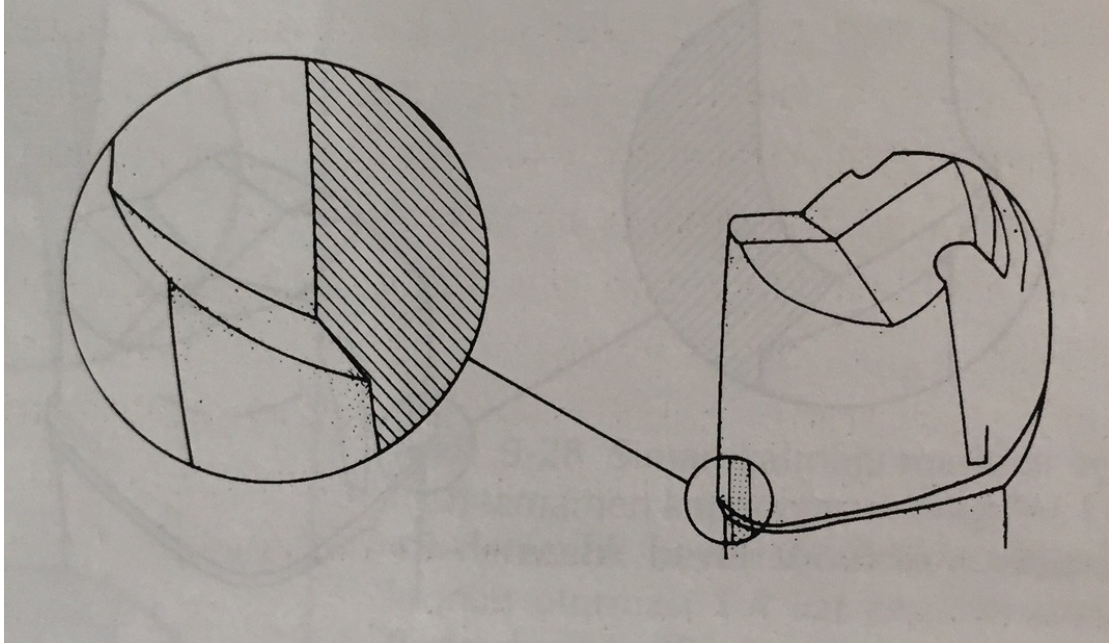
Şekil 7: Bizotajlı shoulder basamak

2.4.6.Knife-Edge Basamak

Restorasyonun bitim kenarında dar açı oluşturmasına sebep olan bitim çizgisi knife-edge yanı bıçak sırtı şeklindeki bitim çizgisinin kullanılması bazı sorunlara yol açar. Dikkatli bir preparasyon yapılmadığı takdirde belirgin bir bitim çizgisi oluşmaz. Restorasyonun ince bitim çizgisine uyacak kenarları döküm esnasında ya da CAD/CAM sırasında hassas olarak oluşturulamaz. Okluzal kuvvetler altında restorasyonun servikal bölgesinde stres konsantrasyonu en yüksek değerlerdedir. Bu nedenle ince kenarların deforme olma ihtimali vardır. Knife-edge preparasyon kullanıldığında restorasyonun servikal bölgesinde yeterli hacime ulaşabilmesi için dış aksiyal duvarlar kalınlaştırılır. Bu durum aşırı konturlu restorasyonların oluşmasına neden olur.

Knife-edge preparasyonunun uygulandığı yerler;

- Dişeti altına uzanan çürükler, kole bölgesindeki erozyonlar ve abrazyonlar
- Dişeti altına uzanan diş kırıkları, dişeti altında defekt oluşturmuş restorasyonlar
- Aşırı dış bükey aksiyal yüzeyi olan dişler
- Dişin devrildiği taraftaki yüzeyinde uygulanırlar.



şekil 8: Knife-edge basamak

Basamak bitim çizgileri mümkün olduğunca sağlıklı mine tabakası üzerinde olmalı, diş hekiminin ölçüsünü net alabileceği ve kolay şekillendirebileceği pozisyonda hazırlanmalıdır.

Geçmişte dişeti oluğu bölgesinin çürük oluşumunu engellediği fikrinden yola çıkılarak restorasyonların marjinal sonlanmaları subgingival bölgede hazırlanmaktaydı. Günümüzde ise subgingival seviyede hazırlanan restorasyonların periodontal rahatsızlıkların ana sebeplerinden olduğu bilinmekte ve subgingival basamak sınırlarından kaçınılmaktadır (133).

2.5. Zirkonya Restorasyonlar İçin Diş Preparasyon İlkeleri

Bütün restorasyon türleri için diş preparasyon ilkeleri çok önemlidir. Tüm seramik restorasyonların dayanıklılığını preparasyon biçimi ve buna bağlı olarak materyal kalınlığı etkilemektedir. Restorasyon için gerektiğinden az madde kaldırıldığında uygun diş açısı verilmediğinde ve görür bitim hattı oluşturulmadığında teknisyen kaliteli restorasyon üretimi yapamaz. Birçok CAD-CAM sistemi diş preparasyon hatalarına oldukça duyarlıdır ve CAD-CAM yazılımı kullanan kişiye az miktarda hareket alanı bırakmaktadır. Genel olarak CAD-CAM sistemlerinde bitim hattı, yuvarlatılmış sivri olmayan yüzeyler, paralel olmayan aksiyal duvarlar, undercut olmayan preparasyonlar uygun restorasyonları üretebilmek için önerilmektedir (134).

Zirkonya restorasyonlar için çeşitli preparasyon biçimleri önerilmektedir. Birçok çalışmada 1.0-1.5 mm. aksiyal, 1.5-2 mm. insizal/oklüzal indirmenin eşlik ettiği chamfer ya da rounded shoulder basamaklı preparasyon önerilmektedir. Uygun olgularda, anterior bölgede 2 mm. insizal indirmeden daha fazla preparasyon dental teknisyene estetik restorasyon hazırlamak için daha çok yer sağlamaktadır. Alt yapı olarak kullanılacak zirkonya restorasyonlarda en az 0.8 mm'lik aksiyal preparasyon önerilmektedir (135). CAD-CAM sistemlerinde diş preparasyonunda toplam oklüzal 16-20 derecelik konverjans açısı uygulanmalıdır. Vult von Steyern ve arkadaşlarının yaptıkları alüminyum oksit ve zirkonya altyapılı üç üyeli sabit köprü restorasyonların kırılma streslerini (fracture load) değerlendirdikleri bir laboratuvar çalışmasında, shoulder şeklindeki kenar sonlanmasıyla hazırlanan restorasyonlarda derin chamfer biçiminde hazırlanan kenar sonlanmasıyla hazırlanan restorasyonlara göre belirgin bir şekilde yüksek kırılma yükü bulunduğunu tespit etmişlerdir (138).

2.6.Simantasyon

Zirkonya restorasyonların simantasyonu için adeziv rezin simanlar, geleneksel polikarboksilat simanlar veya cam iyonomer simanlar kullanılabilir (165). Zirkonya seramikler, cam faz içermediği için HF ile pürüzlendirme işlemi zirkonyada kullanılmamaktadır. Zirkonya seramiklerin adeziv rezinle simantasyonu için zirkonya materyaline ilave yüzey işlemleri uygulanarak simantasyona hazırlanmalıdır. Zirkonya restorasyonlarda aşındırma, silika ile kaplama, silan bağlayıcı ajan kullanma gibi yüzey hazırlık işlemleri uygulanabilmektedir. Organofosfat ester monomeri içeren simanların zirkonya restorasyonların simantasyonunda belirgin etkinliği olduğu belirtilmiştir. Son yıllarda yapılan çalışmalar sonucunda zirkonya materyalinin, 50 µm'lik Al₂O₃ ile kumlama ve fosfat içeren monomer 10-metakriloloksidesil-dihidrojenfosfat (MDP) içeren kompozit rezin simanlar ile simante edilmesinin en iyi zirkonya adeziv simantasyon protokolü olduğu belirtilmektedir (166, 167).

Simantasyon prepare edilen diş ile restorasyonun mükemmel bir şekilde bağlanması için yapılan klinik bir işlemdir. Diş preprasyonunun restorasyonun tutuculuğu için primer etken olduğu göz ardı edilmezken kullanılan simanların özelliklerinin de tutuculuğu etkilediği bilinmektedir. Sabit protetik restorasyonların başarısında simantasyon aşamaları ve kullanılan simanın özellikleri önemli rol oynamaktadır.

Yapılan çalışmalarda simantasyon işlemine bağlı retansiyon kaybı önemli bir problem olarak görülmüş ve bu problemin çözümü için yeni çalışmalar yapılmıştır (139). Bir dental siman diş-restorasyon ara yüzünü tamamen kaplayarak mikro sızıntıya karşı bir bariyer gibi davranmalı ve mekanik, kimyasal veya her ikisinin birlikte olduğu bir bağlantı sayesinde diş ve restorasyonu bir arada tutmalıdır. Marjinal açıklık ve sızıntı; periodontal hastalıklara, sekonder çürüklere, pulpa hassasiyetine, marjinal renklemelerle ilişkili estetik problemlere sebep olmaktadır .

Mikrosızıntı sadece seçilen simana bağlı değildir. Bunun yanında restorasyonun diş ile marjinal uyumu öncelikli olarak bu durumdan sorumludur.

İdeal Siman;

a. İnce bir tabaka oluştururken, kesme kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeli,

- b. Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı,
- c. Yeterli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalı,
- d. Yeterli kırılma direnci göstermeli,
- e. Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,
- f. Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı,
- g. Ağız içinde çözülmemeli,
- h. Doku ile uyumlu olmalı,

1. Yeterli sertleşme ve çalışma süresi olmalıdır (140, 141).

Geleneksel simanların uygulaması kolaydır, fazla simanın uzaklaştırılması basittir ve istenildiğinde restorasyon çıkarılabilir. Ancak retansiyonu yetersiz, suda çözünürlüğü fazladır. Aynı zamanda diş yapısına adezyonu oldukça düşüktür ve estetiği de istenilen düzeyde değildir. Tikstotrofik özellikleri sebebiyle basınç altında rezin simanlardan farklı davranırlar (140, 142).

Adeziv simanların retansiyonları ve stabiliteleri iyidir. Diş ile adezyonu yüksek, suda çözünürlüğü düşüktür. Ayrıca, estetik gereksinimleri karşılar. Fakat siman artıklarının uzaklaştırılması ve istenildiği durumlarda restorasyonun çıkarılması zordur. Adeziv simanların kabul edilebilir sertlik değerleri, elastiklik modülü, baskı ve çekme kuvvetlerine dayanıklılık gibi özelliklerinin olması beklenir. Polimerizasyon sonucu oluşan büzülme miktarı göz önünde bulundurulmalıdır (143). Rezin simanlar ile seramik yüzeylerin birleşimi, restorasyonun kullanım süresini belirlemede önemli bir rol oynar ve simantasyona bağlı başarısızlıkların oluşmaması ve bu kritik bölgelerin kuvvetlendirilmesi için güvenilir yüzey işlemlerine gerek vardır (144). Simantasyon işlemleri ve tercih edilen adeziv siman sabit protetik restorasyonların klinik başarısında çok önemlidir. Doğru rezin siman ve yüzey işlemi kombinasyonunu seçmek simantasyon başarısını etkiler. Seramiklerde hidroflorik (HF) asit ve silan uygulanması etkiliyken zirkonyada mikro mekanik tutuculuğu arttırmak için kumlama, hidroflorik (HF) asit yerine, kimyasal bağlantı için ise adeziv monomerler silan yerine kullanılır. Günümüzde zirkonyum oksit seramiklerin simantasyonu için

geleneksel ve adeziv simanlar kullanılmaktadır. Kullanılan geleneksel simanlar polikarboksilat, çinko fosfat veya cam iyonmer simanlardır (145). Fakat marjinal açıklıkları daha iyi kapatmaları, tutuculuklarının daha fazla olması ve restorasyonun mikrosızıntısının en az düzeyde olması gibi avantajlarından dolayı rezin yapıştırma simanlarının kullanımı tercih edilmektedir. Adeziv simantasyon ile marjinal bütünlük sağlanmakta, mikrosızıntı azaltılmakta ve sekonder çürük riski önlenerek daha başarılı, uzun ömürlü restorasyonların yapımına imkan sağlanmaktadır. Adeziv simantasyonda mekanik ve kimyasal bağ için yüzey pürüzlülüğü ve temizliği şarttır. Ancak zirkonya ile adeziv simanların bağlanma dayanımları her adeziv siman için yeterli bulunmamıştır. Adeziv simanlar, içeriklerindeki farklılıklar ile zirkonyum oksit seramiklerle olan bağlanmalarında da farklılıklar göstermektedir. Günümüzde bu konuda çalışmalar devam etmektedir.

2.6.1. Rezin Simanlar

Kompozit rezin esaslı simanlar genel olarak bağlanma ajanı sistemlerinin başarısı ve gelişmesi sonucu ortaya çıkmışlardır. Kompozit rezin esaslı simanlar, diş dokuları, porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilme özelliğine sahiptir. Rezin simanların özellikleri matris yapısına, doldurucu içeriğine ve hacmine, doldurucu ve matris ara yüzünün bağlanmasına, polimerizasyon tipine göre değişebilmektedir. Başarıları tekniğe hassas olduğu için çok dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir (140). Adeziv rezin simanların başarısı, restorasyona ve dişe bağlanmayı sağlayan mekanizmaların doğru anlaşılması ve uygun tekniğin kullanılması ile mümkün olabilmektedir.

Kompozit rezin simanların yapısı 3 fazdan oluşur,

1. Organik Polimer Matriks
2. İnorganik Faz
3. Ara Faz

2.6.1.1. Kompozit Rezin Simanların Yapısı

1. Organik Polimer Matriks

Bis-GMA (Bis-fenol-A-diglisdimetakrilat) veya UDMA (üretandimetakrilat)'dan oluşur. UDMA renk değişimine daha dirençli olup iyi adezyon sağlar. Hem Bis-GMA hem UDMA aşırı visköz yapıya sahip olduğundan viskoziteyi azaltmak için matrise TEG-DMA (trietilen glikol dimetakrilat) ilave edilmiştir (146).

2. İnorganik Faz

Matris içinde dağılmış olarak çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, yitrium, cam, çinko gibi doldurucu partiküller bulunur. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirler. Doldurucu partikül büyüklüğü arttıkça, viskozite artar, yüzey pürüzlülüğü artar. Doldurucu partikül miktarı arttıkça, ısıl genleşme katsayısı azalır, su absorpsiyonu azalır, polimerizasyon büzülmesi azalır, dayanıklılığı ve ısı iletkenliği artar (147).

3. Ara Faz

Matriks ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanma sağlayan fazdır. Bu bağlanma silan bağlayıcı ajanlarla sağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar bir uçtan polimermatrise bağlanırken, diğer uçtan da doldurucuya bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar zayıf yapıya sahip matriksten daha güçlü yapıda olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar. Rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Rezin doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (147).

Dental rezinler polimerdir. Polimer birçok monomerin bir araya gelmesiyle oluşan büyük bir moleküldür. Bu olaya polimerizasyon denir (148, 149).

Polimerizasyon aktivasyon, başlama, ilerleme, bitiş olmak üzere 4 aşamadan oluşur (148).

1. Aktivasyon

Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Serbest radikaller, başlatıcıların çeşitli aktivatörler (ısı, ışık, peroksitler) ile parçalanmasıyla oluşur (g23).

2. Başlama Safhası

Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Yeniden reaktif gruplar oluşur (148).

3. İlerleme Safhası

Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zinciri büyütürler (148).

4. Bitiş Safhası

Reaksiyonunun monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi istenir. Fakat pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar artık polimer zincirleri oluştururlar. İlave reaksiyona uğramazlar (148, 149).

Rezinlerin polimerizasyonu esnasında mutlak olarak bir büzülme gözlenir. Bu büzülme azaltmak için rezinlerin içerisine farklı inorganik doldurucular ve bir ön polimerizasyon işlemine tabi tutulup sonra toz haline getirilen polimer tozları ilave edilir (150). Dental polimerler kullanılan rezin tipine, içine katılan doldurucu tipine ve sertleşme mekanizmasına göre farklılık gösterirler (151).

2.6.2. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

2.6.2.1. Kimyasal Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları (Otopolimerizan)

Benzoil peroksit benzeri bir peroksitin akselatör tersiyer aminle reaksiyon vermesi sonucu ortaya çıkan serbest radikaller ile kimyasal polimerizasyon başlar. Otopolimerize kompozit rezinlerin belirli bir sertleşme süresi vardır. Tam polimerizasyon için bu süreye dikkat etmek gerekir (148, 154). Işık ulaşımının zor

olduğu bölgelerde, metal-seramik veya opak yüksek dirençli seramik restorasyonlarda, postların simantasyonunda tercih edilirler (148, 154).

2.6.2.2. Işıklı Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

Monomerler ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olurlar. Bu kaynaklar, halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diode)' dir. Işığa duyarlı kamforokinon gibi reaksiyon başlatıcılarının serbest radikal oluşturmasıyla reaksiyon başlar (148, 155). Işıklı sertleşen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarından, farklı kıvam ve renk seçenekleri sunması, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesi ile özellikle tüm seramik restorasyonların simantasyonunda yararlanılmaktadır (158). Bu materyallerin dezavantajı aradaki restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olmasıdır(156, 157).

2.6.2.3. Kimyasal ve Işıklı Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları

Sadece ışıkla sertleşen sistemlerin derin bölgelerde tam olarak polimerize olmayan polimerlerinin kalması sebebiyle dual sertleşen simanlar geliştirilmiştir.

Dual sertleşenler hem kimyasal hem de ışıkla sertleşir. Baz ve katalizör olmak üzere 2 kısımdan oluşur. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon, katalizör içerisinde ise amin-peroksit vardır. Işıklı sertleşen kompozitlerde porözite olmadığı için daha serttir (159). Işığın ulaşmadığı bölgelerde kimyasal polimerizasyon yaklaşık 24 saatte tamamlanır. Ancak polimerizasyon büyük ölçüde ışığa bağımlı olduğu için mutlaka ışık kullanılmalıdır (153, 154). Polimerizasyon rezin simanların stabilite ve biyouyumluluk özelliğini etkiler. Polimerizasyondan sonra yeterince ışığın ulaşmadığı bölgelerde ortamda bir takım reaksiyona girmemiş artık monomerler kalmaktadır. Yetersiz polimerizasyon sonucu ortamda bulunan artık monomerler mikro sızıntıya ve buna bağlı olarak sekonder çürük ile pulpa irritasyonuna neden olabilmektedir (159).

2.6.2.3.1. Kimyasal ve Işıklı Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanların Avantajları

a. Çok çeşitli yüzeylere yapışabilme yetenekleri vardır,

- b. Yüksek dayanıklılığa sahiptirler,
- c. Ağız ortamında düşük çözünürlük gösterirler,
- d. Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler,
- e. Tutuculuk ve direncin yeterince sağlanamadığı vakalarda başarıyla kullanılırlar,
- f. Bazılarında, yiterbiyum triflorid içeriğine bağlı olarak flor salma özelliği vardır,
- g. Seramiğin kırılma direncini arttırlar,
- h. Adeziv özellikleri daha konservatif preparasyon şekillerine izin verir (160)

2.6.2.3.2. Kimyasal ve Işıkla Sertleşen (Dual Cure) Kompozit Resin Esaslı Yapıştırma Simanların Dezavantajları

- a. Çok dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirirler. İyi bir bağlantı dayanıklılığı elde etmek ve mikro sızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekir,
- b. Konvansiyonel simanlara göre film kalınlığı fazladır,
- c. Simantasyon sırasında taşan simanın temizlenmesi zordur,
- d. Polimerizasyonları oksijen ile inhibe olmaktadır,
- e. Pulpa hassasiyeti yapma olasılıkları vardır (160).

2.6.3. Kompozit Resin Simanların Avantajları

- a- Fiziksel ve mekanik dayanıklılığı fazladır.
- b- Çözünürlüğü düşüktür.
- c- Farklı maddelere bağlanabilme yeteneğine sahiptir.
- d- Pek çok renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler.
- e- Adezyonu iyi olduğu için daha konservatif preparasyon şekillerine izin verir.

f- Preparasyonların optimum direnç ve retansiyonu sağlayamadığı durumlarda başarıyla kullanılabilirler.

g- Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttıırırlar.

h- Bazı rezin simanların flor salma özelliği vardır (140, 161).

2.6.4. Kompozit Rezin Simanların Dezavantajları

a- Pulpada hassasiyete neden olabilirler.

b- Çalışmada hassasiyet ve dikkat gerektirirler. İyi bir bağlantı sağlamak ve mikrosızıntıyı önlemek için diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olmak gerekir.

c- Siman sertleştikten sonra taşan simanın temizlenmesi zordur. Simanın tamamen sertleştiği durumda, frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkânsızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar restorasyon sınırına hemen uygulanmalıdır.

d- Oksijen varlığında polimerize olmayan türleri vardır. Bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Yapışkan, sertleşmemiş bir tabaka olarak göze çarpar. Simanın sertleşmeden temizlenmesi, restorasyon-diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, post operatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilir (162).

2.6.5. Kompozit Rezin Simanların Kullanıldığı Restorasyonlar (146, 163, 164)

Tablo 1: Siman çeşitlerine göre uygulama tablosu

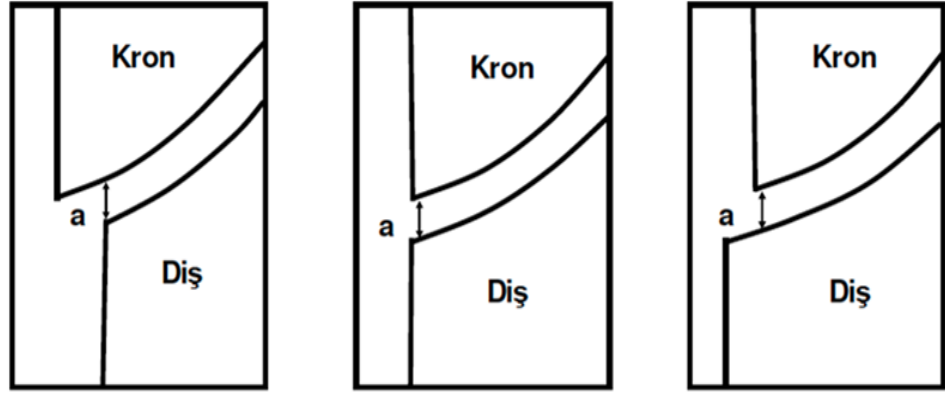
Kimyasal Sertleşen Kompozit Rezin Simanlar	Dual Sertleşen Kompozit Rezin Simanlar	Işıklı Sertleşen Kompozit Rezin Simanlar
Tüm seramik kron ve köprüler	Tüm seramik kron/köprü	Seramik laminalar
Adeziv köprüler	Seramik inley ve onley restorasyonları	Kompozit laminalar
Fabrikasyon post ile kompozit kor	Rezin bağlantılı köprüler	
İmplant üstü uygulamalar	İmplant üstü uygulamalar	
Zayıf retansiyonlu restorasyonlar	Seramik laminalar	
Seramik inley/onley		

2.7. RESTORASYONLARIN İÇ VE KENAR UYUMU

Sabit protetik restorasyonlarda uzun dönem klinik başarıda etkili olan en önemli faktörlerden biri restorasyonların uyumudur. Marjinal uyumu, restorasyon kenarı ile kesim kenarı arasındaki uyumdur (168). İç (İnternal) ve kenar (marjinal) uyumsuzluğunun fazla olması, restorasyon kenarında plak birikimine sebep olur ve dişeti oluğu sıvısının miktarını arttırmaktadır. Restorasyon kenarındaki yapıstırıcı siman bu bölgeden başlayarak çözünmektedir(169). Mikrosızıntı oluşarak sekonder çürük, endodontik ve periodontal problemlere sebep olmaktadır (170, 171).

Aksiyal duvarlarda oluşan aralık tutuculuğu etkilediği gibi üst yapının da kırılmasına neden olabilmektedir. Bununla birlikte mikroorganizmaların ya da toksinlerin sızmasına ve buradan da dentin tübülleri boyunca pulpaya ulaşmasına izin vererek pulpal hastalıkların oluşmasına yol açabilmektedir. (81, 172).

Marjinal kenarındaki aralığın, klinik olarak kabul edilebilir uygunlukta olması için gözle görülememesi ve sondla muayenede farkedilmemesi şarttır. Araştırmacılar, öncelikle taşkın kenar (marjin), içte kalmış marjin ve normal marjin gibi tanımlar yapmışlardır. (Şekil 9) Ayrıca marjinal uyumsuzluğun dikey ve yatay yönde değerlendirilmesi gerektiğini bildirilmiştir (173).



a: Kenar aralığı

Şekil 9 : Holmes ve ark.'na göre kenar aralığı – diş ilişkisi (173).

Holmes ve ark. nin yaptıkları tanımlamalara göre, prepare edilen dişin uzun aksına paralel olarak ölçülen kenar mesafesi “dikey marjinal uyumsuzluk”, dişin uzun aksına dikey olarak ölçülen kenar mesafesi de “yatay marjinal uyumsuzluk” olarak isimlendirilmiştir. Dikey marjinal uyumsuzluk ile yatay marjinal uyumsuzluğun açısıl olarak birleşimi ya da restorasyon kenarıyla dişin basamak kenarı arasındaki direkt mesafe mutlak marjinal aralık olarak tanımlanmıştır (173, 174). Günümüze dek yapılan kenar aralığı çalışmaları sonucunda 100-150 nm aralığında bir değer klinik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilmektedir (175).

2.8. GÜNCEL RESTORASYON KLİNİK BAŞARI DEĞERLENDİRME KRİTERLERİ

Restorasyonların yenilenmesini gerektirecek durumlar; çürük, endodontik tedavi gerekmesi, peridontal hastalık, tutuculuğun azalması, estetik yetersizlik, diş kırığı, alt yapı kırığı ve porselen kırığıdır. Bunların dışındaki bazı durumlarda da restorasyonların değiştirilmesi gerekebilir. Ağrı, hassasiyet, mobilite, dişsiz mukoza alanında olabilecek sorunlar, kök rezorbsiyonu, temporomandibular eklem sorunları,

metal allerjisi, fonetik sorunlar ve kenar sonlanması uyumsuzluğu gibi nedenler ile de restorasyonlar değiştirilmek zorunda kalınabilir (177).

Restorasyonların kırılmaya karşı dirençli ve estetik olması, restorasyonların başarısı için marjinal ve internal adaptasyonların uyumu klinik başarı için önemli kriterdir (178). Marjinal uyumsuzluğun artması siman kalınlığının artmasına sebep olur. Bu da mikrosızıntının artmasına neden olur (179). Mikrosızıntının olması pulpada hassasiyet oluşmasına ve dişin canlılığının kaybolmasına sebep olabilmektedir. Marjinal adaptasyonun iyi olmaması plak birikiminin artmasına yol açar. Subgingival mikrofloranın değişmesine ve dolayısıyla periodontal sorun oluşmasına da neden olur (180). Restorasyonların klinik prognozları değerlendirilirken renk uyumu, anatomik form, marjinal adaptasyon gibi kriterlerin yanı sıra ağrı varlığı, hassasiyet ve sekonder çürük gelişimi gibi faktörler de değerlendirilir (181). Renk ve translusensideki kantitatif değişiklikleri ölçebilecek geçerli bir analitik sistem bulunmadığından, bu amaçla standart olarak direkt klinik değerlendirme yöntemleri kullanılmaktadır (178).

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 (182). Her bir dişi çevreleyen doku 4 gingival üniteye bölünür: Distofasiyal papilla, fasiyal marjin, mesiofasiyal papilla ve tüm lingual gingival marjin. Lingual bölge, genellikle ayna yardımıyla, indirekt olarak değerlendirildiğinden, elde edilen skorlarda değerlendiren kişiye bağlı olarak ortaya çıkabilecek çeşitliliği önlemek amacıyla alt gruplara ayrılmamıştır. Dokuların kanama potansiyelini ve plak varlığını değerlendirmek amacıyla genellikle künt uçlu bir periodontal sond ve ağız aynasından faydalanılır (183). Restorasyonun etrafındaki enflamasyonu belirlemede sıklıkla Loe ve Silness plak indeksi ve gingival indeksi kullanılmaktadır (184).

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. Restore edilen dişi ve kontrol dişi için elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri

belirlenir, uygun istatistiksel analizler yapılarak gruplar arasındaki farklılıklar belirlenir (184, 185).

Cvar ve Ryge, 1971 yılında restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesinde 'ın United States Public Health Service (USPHS) kriterlerini geliştirmişlerdir. Bu kavram temel haliyle bugün de pek çok restoratif materyal ve tekniğin klinik olarak değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. USPHS sistemi restoratif materyallerin bozulma aşamalarındaki belirgin farklılıkları ölçerken temel olarak üç farklı performans derecesi verir:

1- Alfa: Tüm özellikleri klinik olarak ideal.

2- Bravo: Klinik olarak kabul edilebilir; restorasyonun tüm özellikleri yeterli ve fonksiyonda

3- Charlie-Delta: Klinik olarak kabul edilmez; bir ya da daha fazla özellikteki bozulmadan dolayı restorasyonun değiştirilmesi gerekmektedir (186).

Tablo 2: USPHS değerlendirme sisteminin kriterleri ve skorları

Kategori	Açıklama	Değerlendirme
Renk uyumu	Restorasyon diş rengine, tonuna ve şeffaflığına benzerdir.	Alfa
	Diş ile renk, ton ve şeffaflık olarak tam uygun değildir ama yan diş ile uyum içindedir.	Bravo
	Diş ile renk, ton ve seffalık olarak tam uygun değildir. Yan dişle de uyum içinde değildir.	Charlie
	Restorasyon ile diş arasındaki kenarların herhangi bir yerinde renk farkı yoktur.	Alfa

Marjinal renklenme	Renklenme vardır, pulpa yönüne doğru ilerleme yoktur.	Bravo
	Renklenme vardır, pulpa yönüne doğru ilerleme vardır.	Charlie
Anatomik Form	Restorasyon dişin devamının anatomik yapısı içindedir.	Alfa
	Restorasyon anatomik formun aynısı değil ama kabul edilebilir durumdadır.	Bravo
	Dentin açıkta olacak şekilde anatomik form yetersiz olduğu durumdur.	Charlie
Marjinal Adaptasyon	Gözle görülebilen herhangi bir açıklık ve sondun takıldığı bir yüzey yoktur.	Alfa
	Gözle görülebilen az bir açıklık olması ve bu açıklığa sondun takılmasıdır.	Bravo
	Sond dentine ya da restorasyonun tabanına doğru ilerler.	Charlie
	Restorasyonun tamamen hareketli olması	Delta
Sekonder çürük	Marjinde herhangi bir yumuşaklık ve sekonder çürük yoktur.	Alfa
	Çürük başlangıcı olduğu durum	Bravo

USPHS sistemi restorasyonların kalitesi değerlendirilirken başarının derecesinden çok restorasyonun kabul edilebilirliğini belirleyecek şekilde tasarlanmış bir sistemdir. Uzun dönemde klinik olarak önem taşıyacak, özellikle anatomik form, marjinal adaptasyon ve marjinal renklenme gibi değerlendirme kriterlerinde meydana

gelen küçük değişiklikleri belirlemede yeterli hassasiyete sahip değildir. Bu nedenle bu sistem araştırmacılar tarafından modifiye edilmiştir (187).

Kenar uyumu değerlendirmeleri direkt metodların yanı sıra replika yöntemleri kullanılarak taramalı elektron mikroskopunda (SEM) mikrometrik ölçümlerle de yapılabilmektedir. Direkt klinik değerlendirmelerdeki Bravo-Charlie geçiş aralığı sıklıkla 250 µm'dir. Bununla beraber "Charlie" restorasyonun değiştirilmesi gerektiğinin kesin belirtisidir. Oysaki mikrometrik ölçümlerin kliniği yansıtması zordur. Çözüm klinik çalışmalarda, her iki yöntemin birlikte kullanılmasıdır (188). Sekonder çürükler, restorasyonun başarısızlığına neden olan en belirgin etmendir. Direkt değerlendirme sürecinde, restorasyona komşu ya da restorasyonun altına doğru herhangi bir derin ve koyu renkteki renklenme, çürük olarak kabul edilebilir. (172)

Klinik değerlendirmelerde sıklıkla kullanılan bir diğer sistem de 1973 yılında California Dental Association'ın (CDA) oluşturduğu sistemdir (Tablo 3). Bu sistemde klinik başarı iki temel kategoride incelenmektedir: 'klinik olarak kabul edilebilir' ya da 'kabul edilemez'. Her iki temel grup da ikişer alt grup içerir. Hekimin ağızdaki mevcut restorasyonları klinik olarak bu kriterlerle değerlendirmektedir. Romeo, sierra, tango, victor gibi kodlamalar kullanılmaktadır (181).

Tablo 3: CDA klinik değerlendirme kriterleri

Değerlendirme	+/-	
Romeo (R)	Kabul edilebilir.	Klinik kalite ve profesyonel performans mükemmel.
Sierra (S)		Klinik kalite kabul edilebilir.
Tango (T)	Kabul edilemez.	Restorasyonun tekrarlanması, değiştirilmesi ya da düzeltilmesi gerekmektedir, uzun dönemde hastanın dental sağlığına ve çiğneme sistemine zararlı etkileri olabilir.
Victor (V)		Restorasyonun hemen değiştirilmesi gerekmektedir, çünkü restorasyon zarar vermeye başlamış ya da restorasyonda ciddi yetersizlikler mevcut.

CDA sisteminde, her bir değer girişimsel açıdan bir anlamı vardır. Victor, mümkün olan en kısa sürede restorasyonun değiştirilmesi gerektiği ifade eder. Tango değeri, koruyucu nedenlerle restorasyonun yakın bir dönemde değiştirilmesi ya da yetersizliklerin tedavi edilmesi gerektiğini belirtir. Sierra değeri ideal şartlardan uzaklaşıldığını ve dikkatli olunması gerektiğini belirtir. Bu sistem kullanılarak, bir restorasyon için 3 ayrı değer elde edilir; yüzey ve renk, anatomik form ve marjinal bütünlük. Marjinal bütünlük genellikle restorasyonun değiştirilmesinin gerekip gerekmediğini belirleyen değerdir (181).

2007 yılında restorasyonların klinik değerlendirmesinde FDI World Dental Federation'in onayladığı yeni klinik kriterler kullanılmaya başlanmıştır. Bu kriterlere FDI klinik değerlendirme kriterleri ismi verilmiştir. FDI kriterlerinde restorasyonlar estetik (Tablo 4), fonksiyonel (Tablo 5) ve biyolojik (Tablo 6) olmak üzere üç farklı kategoride değerlendirilmektedir (186).

Tablo 4: FDI estetik klinik değerlendirme kriterleri

A. ESTETİK PROTETİK RESTORASYONLAR	1. Yüzey Parlaklığı	2.Renklenme a: Yüzey b. Kenar	3.Renk uyum ve translüensi	4. Estetik Anatomik Form
1. Klinik Olarak Çok İyi	1.1 Mineye benzer parlaklık	2a.1 Yüzey renlenmesi yok 2b.1 Kenar renlenmesi yok	3.1 İyi renk uyumu, renk tonu ve trasnlüenside fark yok	4.1 İdeal form
2. Klinik Olarak İyi (Parlatma sonrası çok iyi)	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 kenar renklenmesi	3.2 Renk tonu ve/veya translüensinde hafif değişiklikler.	4.2 Normal formdan hafif farklı
3. Klinik olarak Yeterli (Minör aşınma; diş zarar veren ve kabul edilmeyen bir sonuç yok)	1.3.1 Tükürükle kaplandığında kabul edilebilir mat yüzey 1.3.2 Yüzeyinde 1/3'ünden fazlasında çoklu gözenekler	2a.3 Estetik olarak kabul edilebilir diğer dişlerde de olabilen orta derece yüzey renklenmesi 2b.3 Estetik olarak kabul edilebilir orta derecede yüzey renklenmesi	3.3 Kabul edilebilir estetiği etkilememiş bariz değişiklik 3.3.1 Daha opak 3.3.2 Daha translüent 3.3.3 Daha karanlık 3.3.4 Daha aydınlık	4.3 Estetik olarak kabul edilebilir, normal formdan sapma
4. Klinik Olarak Yetersiz (Tamir edilebilir)	1.4.1 Pürüzlü yüzey, parlatma ve tükürük ile maskeleme yeterli değil. İleride	2a.4 Restorasyon üzerinde kabul edilmeyen yüzey renklenmesi, ileri derecede	3.4 Tamir edilebilir lokalize klinik değişiklik 3.4.1 Çok opak	4.4 Estetik olarak kabul edilmeye etkilenmiş form.

	müdahele gerekli. 1.4.2. Geçersiz	müdahale gerekli 2b.4 Belirgin bitim çizgisinde renklenme, ileri müdahele gerekli	3.4.2 Çok translüent 3.4.3 Çok karanlık 3.4.4 Çok aydınlık	Girişim/ düzeltme gerekli
5. Klinik Olarak Başarısız (Yenileme gerekir)	1.5 Çok pürüzlü yüzey, plak retansiyonu ile kabul edilebilir değil	2a.5 Generalize yada lokalize ciddi yüzey ve yüzeyaltı renklenmesi, müdahale yeterli değil.	3.5 Kabul edilemez. Yenileme gerekli	4.5 Bozulmuş form, tamir yetersiz. Yenileme gerekli

Tablo 5: FDI fonksiyonel klinik değerlendirme kriterleri

B. Fonksiyonel Özellikler	5. Retansiyon ve materyal kırığı	6. Kenar adaptasyonu	7. Aproksimal anatomik forma: a: Temas noktası b Kontür	8. Hastanın fikri
1. Klinik Olarak Çok İyi	5.1 Kırık ve çatlak yok	6.1 Uyumlu görünüm; aralanma, beyaz hat ve renkte bozulma yok	7a.1. Normal temas (diş ipi yada 25 µm'luk metal band geçebilir) 7b.1 Normal kontür	8.1 Estetik ve fonksiyonel olarak tam kabul edilebilir.
2. Klinik Olarak İyi	5.2 Küçük ince çizgi halinde ayrılma	6.2.1 Bitim çizgisinde aralık (<150 µm) beyaz çizgilenme 6.2.2 Polisajla giderilebilir küçük bitim çizgisinde kırık	7a.2 Sıkı temas (diş ipi yada 25 µm'luk metal bant sıkışarak geçebilir. 7a.2 Hafif zayıf kontür	8.2 Yeterli 8.2.1 Estetik 8.2.2 Fonksiyonel Örn: Küçük matlaşma

		6.2.3 Hafif restorasyon kenar kırığı, basamak ve küçük düzensiz yapı.		
3. Klinik olarak Yeterli (Küçük noksanlık; dişe zarar veren ve kabul edilmeyen bir sonuç yok)	5.3 İki yada daha fazla ince çizgi halinde ayrılma ancak bitim çizgisinde bütünlük veya aproksimal temasta etkilenme yok	6.3.1 Aralık <250 µm 6.3.2 Ciddi küçük bitim çizgisinde kırık 6.3.3 Büyük düzensizlik, restorasyon kenar kırığı yada basamak	7a.3 Hafif zayıf temas, diş, gingiva ve periodontal yapılarda hasar yok. 50 µm metal zımpara geçebilir. 8b.3 Görünür zayıf temas	8.3 Hafif eleştiriri fakat olumsuz klinik görünüm yok. 10.3.1 Estetik sıkıntılar 10.3.2 Çiğneme ile ilgili sıkıntılar 10.3.3 Memnuniyet siz tedavi prosedürü
4. Klinik Olarak Yetersiz (Tamir edilebilir)	5.4.1 Aproksimal teması ve bitim çizgisi uyumunu etkileyen materyal kırığı 5.4.2 Kısmi kayıpla birlikte geniş kırık (Restorasyon un yarısından az)	6.4.1 Aralık >250 µm yada ekspoze dentin. 6.4.2 Ciddi restorasyon kenar kırığı yada bitim çizgisinde kırık 6.4.3 Büyük düzensizlikler, basamaklar (Tamir gerekli)	7a.4 Gıda sıkışmasına sebep olabilecek çok zayıf temas. 100 µm metal bant geçebilir. 7b.4 Eksik kontür, tamir mümkün	8.4 Onarılma isteği 8.4.1 Estetik 8.4.2 Fonksiyonel Örn: Dil iritasyonu, anatomik formun düzeltilmesi
5. Klinik Olarak Başarısız (Yenileme gerekir)	5.5 Restorasyonun kısmi yada tüm kaybı	6.5.1 Restorasyonun kısmi yada tüm kaybı	7a.5 Çok zayıf temas ve/veya kontakta gıda sıkışması, ağrı	8.5 Tamamiyle tatmin etmeyen

	yada çoklu kırık.	6.5.2 Yaygın büyük aralıklar yada düzensizlikler	yada gingivitise bağlı hasar. 7b.5 Yenileme gereken yetersiz temas.	ve/veya ters tepki, ağrı gibi.
--	-------------------	--	--	--------------------------------

Tablo 6: FDI biyolojik klinik değerlendirme kriterleri.

C. BİYOLOJİK ÖZELLİKLER	9. Postoperatif hassasiyet ve diş vitalitesi	10. Çürük tekrarı, erozyon, abfraksiyon	11. Periodontal cevap (Referans dişle karşılaştırarak)	12. Oral ve genel sağlık durumu
1. Klinik Olarak Çok İyi	9.1 Hassasiyeti yok, normal vitalite	10.1 İkincil yada birincil çürük yok	11.1 Plak, eflamasyon ve cep yok	12.1 Oral veya genel semptom yok
2. Klinik Olarak İyi (Düzeltilme sonrası çok iyi) Tedavi İhtiyacı Yok	9.2 Sınırlı bir süre için az hassasiyet, normal vitalite	10.2 Küçük ve lokalize demineralizasyon, erozyon, abfraksiyon	11.2 Az plak, eflamasyon yok (gingivitis), cep gelişimi yok	12.2 Minör kısa süreli sınırlı/yaygın semptom
3. Klinik olarak Yeterli (Küçük noksanlık; diş zarar veren ve kabul edilmeyen bir sonuç yok)	9.3.1 Prematüre/hafif şiddetli hassasiyet 9.3.2 Gecikmiş/zayıf subjektif şikayet, tedavi gereksinimi yok	10.3 Daha büyük demineralizasyon, erozyon, abfraksiyon (dentin açığa çıkmamış)	11.3.1 Kabul edilebilir plak birikimi 11.3.2 Kabul edilebilir dişeti kanaması 11.3.3 Kabul edilebilir cep varlığı	12.3 Kısa süreli sınırlı/yaygın semptom
4. Klinik Olarak Yetersiz (Tamir edilebilir)	9.4.1 Prematüre/şiddetli hassasiyet 9.4.2 Ciddi gecikmiş/zayıf hassasiyet, subjektif şikayet	10.4.1 Kaviteasyonlu çürük 10.4.2 Dentinde erozyon 10.4.3 Dentinde abrazyon/	11.4.1 Kabul edilmeyen enflamasyon, plak birikimi 11.4.2 Kabul edilmeyen dişeti kanaması	12.4 Kalıcı sınırlı/genel stomatit, liken planus, alerjik reaksiyonlar müdahale gerekli ama

	9.5.2 Negatif hassasiyet, müdahale gerekli, yenilemeye gerek yok	abfraksiyon; sınırlı ve tamir edilebilir.	11.4.3 Cep derinliği> 1mm	yenilemeye gerek yok.
5. Klinik Olarak Başarısız (Yenileme gerekir)	9.5 Şiddetli akut pulpitis,devital diş, endodontik tedavi ve yeni restorasyon gerekli	10.5 Derin, dentine ulaşmış ikincil çürük; tamir edilemez	11.5 Ciddi gingivitis yada periodontitis	12.5 Ciddi lokal semptom

Bu çalışmada iki farklı yöntemle hazırlanan zirkonya restorasyonların klinik başarıları değerlendirilmektedir. Çalışmanın amacı; zirkonya restorasyonların klinik başarılarını karşılaştırmaktır.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma ile bilgisayarda tasarlanarak üretilen tüm kontorlu monolitik zirkonya kron ile tabakalı zirkonya kronların 2 yıl boyunca takib yapılarak klinik başarıları değerlendirilmeye çalışıldı. Çalışmamızda %95'lik güven aralığında ve 0.90'lık ayırt etme gücü elde edebilmek için karşılaştırılması gereken en az restorasyon sayısını belirlemek üzere Ege Üniversitesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı'nda ön çalışma bulguları kullanılarak 40 hastaya toplam 40 kron uygulamak gerektiği belirlendikten sonra hasta seçimi aşamasına geçildi. Çalışma ile elde edilen ayırt etme gücü (achieved power) 1.00 olarak belirlendi ve maksimum ayırt etme gücüne ulaşılmış oldu.

3.1.Hasta Seçimi

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Etik Kurulu 16-8.1/13 Nolu Onayı alındıktan sonra Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Polikliniği'ne başvuran ve posterior bölgede bir kron gereksinimi olan hastalar dâhil edildi. Çalışmaya herhangi bir sistemik rahatsızlığı olmayan, ağız hijyenine sahip, endodontik ve periodontolojik açıdan sağlıklı ancak dişlerinde renklenme, aşınma, kırılma veya endodontik tedavi sonrası kron endikasyonu olan 40 hasta dâhil edildi. Furkasyon defekti ve açıklığı olan, ataşman seviyesi, sondlama derinliği normal olmayan, dişeti iltihabı olan, diş sıkma ve gıcırdatma gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar çalışmaya dâhil edilmedi. Yaşları 18 ile 60 arasında değişen 24'ü kadın 16'sı erkek 40 hasta çalışmaya dahil edildi. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu'nu doldurmaları istendi ve imzalı yazılı onayları alındı. 20'si monolitik zirkonya kron, 20'si tabakalı zirkonya kron olarak uygulanması randomizasyon ile belirlendi. Toplamda 40 restorasyon uygulanan hastaların 6, 12, 18 ve 24 aylık düzenli aralıklar ile klinik değerlendirmeleri yapıldı.

DİŞLER	MONOLİTİK	TABAKALI
Premolar	13	13
Molar	7	7

Tablo 7: Çalışmada uygulanan kronlar

Materyal	Üretici firma
Ölçü Maddesi Affinis Precious	Coltene Whaledent İsviçre
Monolitik Zirkonya Zenostar	Wieland, Pforzheim, Almanya
Altyapı Zirkonya Materyali IPS e.max ZirCAD	Ivoclar Vivadent, Schaan Lihtenştayn
Tabakalama Materyali VITA VM 9	VITA Zahnfabrik Almanya
Siman Relyx U200	3M ESPE Seefeld · Germany

Tablo 8: Çalışmada Kullanılan Materyaller

3.2 Dişlerin Kesimi

İlk seansta hastaların klinik ve radyografik değerlendirmeleri yapıldıktan sonra yüksek çözünürlüklü ağız içi fotoğrafları çekildi. Prepare edilecek dişler endodontik

tedavi görmemiş ise lokal anestezi uygulandı. Preparasyon öncesi hastaların çenelerinin kapanış ilişkileri incelenerek kontrolü yapıldı. Kesim miktarının standardizasyonunu sağlamak için elmas rehber frezler (Meisinger 834, Düsseldorf, Almanya) kullanılarak oklüzal yüzeyden yaklaşık 1.5 mm aşındırma yapılırken aksiyal yüzeylerden 1.0-1,5 mm. dişeti seviyesinde madde kaldırıldı ve anatomik forma sadık kalınarak prepare edildi. Diş kesimi sırasında uygun açılara sahip elmas frezler kullanılarak koniklik açısı preparasyonun yeterli tutuculuğa sahip olacağı şekilde sağlandı (20 derece). Diş eti seviyesinde ince grenli elmas frezler ile çepeçevre 1 mm chamfer basamak yapıldı ve dişlerin keskin kenarları yuvarlatılarak kesim tamamlandı. Geçici restorasyonlar için irreversible hidrokolloid ölçü materyali (Cavex Impressional, Haarlem, Belçika) ile ölçü alındı. PMMA esaslı (Temdent Classic, Rosbach, Almanya) geçici restorasyonlar simante edildi.

Diş Kesim Örnekleri

Resim 10: Tabakalı Zirkonya Kuron Uygulanan Kesimi Tamamlanmış Bir Diş

(36 no)



Resim 11: Monolitik Zirkonya Kuron Uygulanan Kesimi Tamamlanmış Bir Diş .

(26 no)



Resim 12: Tabakalı Zirkonya Kuron Uygulanan Kesimi Tamamlanmış Bir Diş

(16 no)



Resim 13: Monolitik Zirkonya Kuron Uygulanan Kesimi Tamamlanmış Bir Diş

(46 no)



3.3. Restorasyonların Hazırlanması

Preparasyon bittikten sonra ultrapak kord “00” (Ultrapak, Ultradent products, Utah, USA) iplik yerleştirme fulvarı (packer) ile dişeti oluğu içerisine yerleştirildi ve kullanım talimatına uygun olarak 8-10 dakika oluk içerisinde bekletildi. Süre sonunda kordlar nemlendirilerek sulkustan çıkarılmıştır. Dişler kurutuldu ve standart metal kaşıklar yardımı ile polivinil siloksan ölçü maddesi (Affinis Precious, Coltene Whaledent, Switzerland) kullanarak ölçü alındı. Karşıt arkın ölçüsü yine aljinat ölçü maddesi (Cavex Holland BV, Haarlem, Neatherland) kullanarak alındı. Elde edilen ölçülere tip IV sert alçı (Silky-Rock; Whip-Mix Corporation, Louisville, USA) dökülerek modeller elde edildi ve laboratuvar işlemlerine geçildi.

3.4. Monolitik Transludent Zirkonya Restorasyonların (Zenostar) Hazırlanması

Transludent monolitik zirkonya restorasyonun hazırlanması için elde edilen model dijital tarayıcıyla (3Shape D200, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 20). Tüberkül açısı 20 dereceyi geçmeyen, ve kayıp dişin oklüzal tabla genişliğine uygun restorasyon tasarımı yapıldı.



Resim 14: Zenostar restorasyonlar için tarama yapılan 3 Shape tarayıcının görüntüsü.

Seçilen uygun renkteki disk şeklinde translüsent zirkonya blok (ZenoStar T (Translucent) kazıma ünitesinde (Zenotec) tüm kontur restorasyon olarak kazındı ve

üretici firmanın önerileri doğrultusunda sinterize edildi. (Thermostar, ZENO Fire, Wieland, Pforzheim, Almanya, son sinterleme sıcaklığı: 1580 °C ve 4 saat bekleme)

Zirkonya restorasyonların uyumu, aproksimal kontakları, oklüzal ilişkileri ağızda kontrol edildi ve düzenlendi. Restorasyonlar izopropil alkol solüsyonunda ultrasonik olarak temizlendi ve bizon kılı fırçası ve Zenostar elmas parlaticı macun ile parlatıldı. Restorasyonların özellikle oklüzal yüzeylerinin yüksek parlaklıkta bitirilmesine dikkat edildi. Glaze spreyi ince ve her yere eşit dağılacak şekilde sıkıldı. Zenostar Art module boyama kitiyle gereken yerlere boyama işlemi yapıldı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda glazür fırınlaması işlemi uygulandı (Tablo 7).

Tablo 9: Zenostar restorasyonların glazür ısıl işlemi.

	Ön ısıtma sıcaklığı (°C)	Kurutma zamanı (dk)	Sıcaklık artışı (°C/dk)	Fırınlama sıcaklığı (°C)	Bekleme sıcaklığı (°C)	Soğuma zamanı (dk)
Glaze fırınlaması	575	5	45/1	900	1	6
Boyama fırınlaması	575	5	45/1	800	1	6

Resim 15: Hazırlanmış Monolitik Zirkonya Kron Restorasyonu



3.5.Tabakalı Zirkonya Seramik Restorasyonların Hazırlanması

Zirkonya alt yapılar tabakalı seramik uygulanacak kronlar için laboratuvar tipi bilgisayar destekli tasarım ve üretim (Inlab,4.0; Sirona, Bensheim, Almanya) üzerinde hazırlandı. Zirkonya materyalinin sinterizasyon büzülmesinin tolare edilmesi için CAD/CAM sisteminde hacimsel olarak % 20-25 daha büyük tasarlanan alt yapılar kazıma ünitesine (InLab MC XL, Sirona, Bensheim, Almanya) gönderildi . Presinterize yitriyum stabilize zirkonyum dioksit bloklar (IPS e-max zirCAD) tasarıma uygun şekilde frezelenildi . Zirkonya alt yapılara 80 dk. fırında (Zyrocomat, Vita) sinterleme işlemi uygulandı (Resim 14) ve sonrasında buhar banyosu ve ultrasonik temizleme işlemleri yapıldı.



Resim 16: Zirkonya alt yapıların sinterize edilmesi

Seramik uygulanması öncesinde elde edilen zirkonya altyapıların üzerine firmanın önerisi doğrultusunda oksit bağlayıcı ajan (VITA Zahnfabrik, Almanya)

uygulanmış, 980 °C’de bir dakika fırınlanmıştır. Ardından, iki tabaka opak (VITA Zahnfabrik, Almanya) uygulanmış ve vakum altında 500°C’den 950 °C’ye kadar kademeli olarak arttırılarak fırınlanmıştır. Bu ısıda 1 dakika bekletilmiştir. Porselen (VITA VM 9 VITA Zahnfabrik, Almanya) fırça ile yığıma tekniği kullanılarak 2 tabaka halinde yapılmıştır. Birinci dentin tabakası vakum altında 500°C’den 930°C’ye ikinci dentin tabakası yine 500°C’den 920°C’ye kadar kademeli olarak arttırılarak porselen fırınında pişirilmiştir (Programat P300,Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Resim 17: Tabakalama Öncesi Zirkonya Kron Altyapısı



Resim 18: Tabakalanmış Zirkonya Kron



3.6. Restorasyonların Simantasyonu

Restorasyonların iç yüzeyi 0.25 MPa'lık basınç altında 50 µm'luk Al₂O₃ parçacıklarıyla ile kumlandı ve basınçlı su ile yıkanıp kurutuldu. Dayanak dişler pomza ve fırça ile temizlendi. Basınçlı hava-su spreyi ile dayanak dişler yıkandı ve kurutuldu. Adeziv rezin bir siman ile (Relyx U200, 3M ESPE, Seefeld, Germany) restorasyonun iç yüzeyine uygulandı ve kronlar ağza yerleştirildi. Restorasyonun kenar yüzeyleri liquid strip (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile kaplandı. Işıklı polimerizasyon cihazı ile kronların tüm yüzeyine (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 20 sn ışık tutularak siman polimerize edildi. Siman artıkları dikkatlice temizlendi.

3.7. Restorasyonların Uyumlarının Belirlenmesi

Kronların iç uyumlarının belirlenmesi için öncelikle simantasyon aşamasında kesik dişlerin üzerindeki geçici siman artıkları pomza ve polisaj fırçası ile temizlendi. Restorasyonun içerisine akıcı kıvamdaki C tipi silikon ölçü materyali (Speedex Coltene, Light body Coltene, İsviçre) yerleştirildi ve hastanın habitüel kapanışında dişlerini ısırması sağlandı. Ölçü maddesi sertleştikten sonra restorasyon içindeki akıcı silikon materyal ile birlikte ağızdan çıkartıldı. Ölçü materyalinin homojonitesi kontrol edildi.

Restorasyonun komşu dişlerle teması, marjinal uyumu ve yüksekliği kontrol edildi. Lateral ve protruziv hareketler, çalışan ve dengeleyen taraf temasları kontrol edildi. Hastaların oklüzyon tipleri kontrol edildi. Prematür kontaklar ve fazlalıklar yüksek devirli el aleti ile su altında alınarak uyumlandı.

3.8. Klinik Değerlendirme

Zirkonya kronlar yapıtırdıktan sonra 24 aylık süre boyunca hastaların klinik takibi yapıldı. Hastaların, simantasyon sonrası 2. gün, 6. ay, 12. ay 18. ay ve 24. ay klinik kontrolleri yapıldı. Restorasyonların klinik başarıları, FDI(Dünya Dişhekimleri Birliği) kriterleri kullanılarak değerlendirildi. FDI kriterleri direkt ve indirekt restorasyonlar için 2007 yılında Dünya Dişhekimleri Birliği tarafından onaylanmış yeni kriterlerdir. Önceki çalışmalarda genellikle modifiye USPS kriterleri

kullanılmaktaydı. FDI kriterleri restorasyonlar arasındaki farklılıkları tanımlamak için daha hassas ve daha çeşitli olduğu için bu çalışmada FDI kriterlerini kullanmayı tercih ettik. Çalışmamızda FDI kriterleri arasında bulunan oklüzal aşınma, yapışık mukoza durumu ve radyografik değerlendirme kriterleri göz ardı edildi. Her hasta için kontrol tabloları (tablo x) hazırlandı. Skorlamalar, başlangıç ve simantasyondan sonraki izlem aralıklarında, 2 deneyimli klinisyen gözlemci tarafından ayna, sond kullanılarak ve her seferinde fotoğraf çekilerek yapıldı. Değerlendirmeyi yapan iki hekim arasında uyumluluğu belirlemek için Cohen Kappa analizi kullanıldı ve Kappa değeri 0.74 olarak bulundu.

Tablo 10: FDI kriterlerine göre hazırlanan kontrol çizelgesi.

Kontrol Çizelgesi		1	2	3	4	5
ESTETİK ÖZELLİKLER	Yüzey Parlaklığı					
	Yüzey Renklenmesi					
	Marjinal Renklenme					
	Renk Uyumu ve Translüsensi					
	Estetik Anatomik Form					
FONKSİYONEL ÖZELLİKLER	Restorasyonda Kırık ve Retansiyon					
	Marjinal Adaptasyon					
	Aproksimal Anatomik Form					
	Hasta Görüşü					
BİYOLOJİK ÖZELLİKLER	Postoperatif Hassasiyet					
	Sekonder Çürük					
	Periodontal Dokuların Durumu					

	Genel Ağız ve Diş Sağlığı					
--	---------------------------	--	--	--	--	--

Klinik Uygulanan Vakalar

Resim 19: 46 nolu Monolitik Zirkonya Kron



Resim 20: 46 nolu Monolitik Zirkonya Kron



Resim 21: 36 nolu Monolitik Zirkonya Kron



Resim 22: 15 nolu Monolitik Zirkonya Kron



Resim 23: 36 nolu Monolitik Zirkonya Kron



Resim 24: 26 nolu Monolitik Zirkonya Kron



Resim 25: 25 nolu Monolitik Zirkonya Kron



Resim 26: 46 nolu Monolitik Zirkonya Kron



Resim 27: 36 nolu Tabakalı Zirkonya Kron



Resim 28: 26 nolu Tabakalı Zirkonya Kron



Resim 29: 47 nolu Tabakalı Zirkonya Kron



Resim 30: 46 nolu Tabakalı Zirkonya Kron



FDI KRİTERLERİ

A-ESTETİK ÖZELLİKLER:

1-)Yüzey Parlaklığı

- 1-Klinik olarak çok iyi/yüzey parlaklığında bir değişiklik yok.
- 2-Klinik olarak iyi/yüzey parlaklığı hafif azalmış, polisajla düzeltilebilir.
- 3-Klinik olarak kabul edilebilir/yüzey parlaklığı azalmış ancak kabul edilebilir düzeyde.
- 4-Klinik olarak iyi değil/yüzey pürüzlü, polisajla düzeltilemiyor, tamir edilebilir.
- 5-Klinik olarak kabul edilemez/yüzey çok pürüzlü, plak retansiyon alanları var, yenilenmesi gereklidir.

2-)Renklenme

a)Yüzey Renklenmesi

- 1-Klinik olarak çok iyi/yüzey renklenmesi yok.
- 2-Klinik olarak iyi/hafif renklenme var, polisajla giderilebilir.
- 3-Klinik olarak kabul edilebilir/orta derecede renklenme var, estetik olarak kabul edilebilir.
- 4-Klinik olarak iyi değil/estetik olarak kabul edilemez.
- 5-Klinik olarak kabul edilemez/major müdahale gerekir.

b-)Marjinal Renklenme

- 1-Klinik olarak çok iyi/marjinal renklenme yok.
- 2-Klinik olarak iyi/hafif renklenme var, polisajla giderilebilir.
- 3-Klinik olarak kabul edilebilir/orta derecede renklenme var, estetik olarak kabul edilebilir.
- 4-Klinik olarak iyi değil/estetik olarak kabul edilemez.
- 5-Klinik olarak kabul edilemez/major müdahale gerekir.

3)Renk Uyumu Ve Translüsensi

1-Klinik olarak çok iyi/renkte bir değişiklik yok.

2-Klinik olarak iyi/renkte hafif değişiklik var.

3-Klinik olarak kabul edilebilir/orta derecede değişiklik var, estetik olarak kabul edilebilir.

4-Klinik olarak iyi değil/lokalize değişiklik var, kabul edilebilir.

5-Klinik olarak kabul edilemez/generalize değişiklik var, kabul edilemez.

4)Estetik Anatomik Form

1-Klinik olarak çok iyi/klinik olarak çok iyi anatomik form ideal.

2-Klinik olarak iyi/anatomik form normalden biraz farklı.

3-Klinik olarak kabul edilebilir/anatomik form normalden farklı, estetik olarak kabul edilebilir.

4-Klinik olarak iyi değil/estetik olarak kabul edilemez, düzeltme gerekir.

5-Klinik olarak kabul edilemez/ estetik olarak kabul edilemez, değiştirilmesi gereklidir.

B-FONKSİYONEL ÖZELLİKLER

1)Restorasyonda Kırık Ve Retansiyon

1-Klinik olarak çok iyi/kırık yok.

2-Klinik olarak iyi/küçük çatlak var.

3-Klinik olarak kabul edilebilir/geniş çatlak var.

4-Klinik olarak iyi değil/hafif kırık mevcut.

5-Klinik olarak kabul edilemez/ restorasyonun yarısından fazlası kırık, yenilenmesi gereklidir.

2)Marjinal Adaptasyon

1-Klinik olarak çok iyi/ restorasyon tüm kenar boyunca dişe sıkıca adaptedir, sond takılmıyor.

2-Klinik olarak iyi/ restorasyon kenarının dişe adaptasyonu iyi değil ve sondun takıldığı açıklık var.

3-Klinik olarak kabul edilebilir/sond diş ve restorasyon arasındaki bir aralığa giriyor.

4-Klinik olarak iyi değil/ufak marjinal kırıklar mevcut.

5-Klinik olarak kabul edilemez/ restorasyon kırılmış, sallanıyor ya da düşmüş.

3)Aproksimal Anatomik Form

1-Klinik olarak çok iyi/aproksimal aşınma yok, diş ipi normal geçebiliyor.

2-Klinik olarak iyi/aproksimal kontaklar çok sıkı, diş ipi zor geçiyor.

3-Klinik olarak kabul edilebilir/hafif aproksimal aşınma var, diş ipi rahat geçebiliyor.

4-Klinik olarak iyi değil/aproksimal aşınma var, gıda sıkışması mevcut.

5-Klinik olarak kabul edilemez/aproksimal aşınma fazla, metal zımpara geçebiliyor.

4)Hasta Görüşü

1-Klinik olarak çok iyi/hasta estetik ve fonksiyonel olarak çok memnun.

2-Klinik olarak iyi/hasta estetik ve fonksiyonel olarak memnun.

3-Klinik olarak kabul edilebilir/hasta estetik ve fonksiyonel olarak memnun değil ama kullanabiliyor.

4-Klinik olarak iyi değil/hasta bazı şeylerden memnun değil.

5-Klinik olarak kabul edilemez/hasta hiç memnun değil.

C-BİYOLOJİK ÖZELLİKLER

1)Postoperatif Hassasiyet

1-Klinik olarak çok iyi/hassasiyet yok.

2-Klinik olarak iyi/hassasiyet hafif.

3-Klinik olarak kabul edilebilir/tolere edilebilir.

4-Klinik olarak iyi değil/hassasiyet fazla.

5-Klinik olarak kabul edilemez/hassasiyet şiddetli.

2) Sekonder Çürük

- 1-Klinik olarak çok iyi/restorasyona komşu bölgede sekonder çürük yok.
- 2-Klinik olarak iyi/küçük ve lokalize demineralize alanlar mevcut.
- 3-Klinik olarak kabul edilebilir/geniş demineralize alanlar mevcut.
- 4-Klinik olarak iyi değil/mine seviyesinde kavitasyon mevcut.
- 5-Klinik olarak kabul edilemez/derin dentin çürükleri mevcut.

3) Periodontal Dokuların Durumu

- 1-Klinik olarak çok iyi/plak ve kanama yok.
- 2-Klinik olarak iyi/restorasyon yüzeyinde hafif plak var, dişeti enflamasyonu yok.
- 3-Klinik olarak kabul edilebilir/restorasyon yüzeyinde hafif plak var, dişetinde hafif enflamasyon mevcut.
- 4-Klinik olarak iyi değil/ dişin 2/3'ünü kaplayan plak mevcut, dişetinde ileri derecede enflamasyon var.
- 5-Klinik olarak kabul edilemez/ ileri derecede gingivitis veya periodontitis mevcut.

4) Genel Ağız Ve Diş Sağlığı

- 1-Klinik olarak çok iyi.
- 2-Klinik olarak iyi.
- 3-Klinik olarak kabul edilebilir.
- 4-Klinik olarak iyi değil.
- 5-Klinik olarak kabul edilemez.

4. BULGULAR

2 yılın sonunda bütün veriler toplanarak monolitik zirkonya kronlar ve tabakalı zirkonya kronlara ait veriler birer tabloda birleştirildi.(Tablo 11 ve 12)

Tablo 11: Monolitik Zirkonya Kronların 2 Yıllık Değerlendirilmesi

Monolitik Zirkonya	Skor	Estetik Özellikler					Fonksiyonel Özellikler				Biyolojik Özellikler			
		YP	YR	MR	RT	EAF	KR	MA	AF	HG	SÇ	PH	PD	GD
Başlangıç	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	18	20	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	17	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
12.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	18	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
18.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	18	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
24.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	18	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

YP:Yüzey Parlaklığı, YR:Yüzey Renklenmesi, MR:Marjinal Renklenme, RT:Renk Uyumu ve Translüsensi, EAF:Estetik Anatomik Form, KR:Restorasyonda Kırık ve Restorasyon, MA:Marjinal Adaptasyon, AF:Aproksimal Anatomik Form, HG:Hasta Görüşü, PH:Postoperatif Hassasiyet, SÇ:Sekonder Çürük, PD:Periodontal Dokuların Durumu, GD:Genel Ağız ve Diş Sağlığı

Tablo 12: Tabakalı Zirkonya Kronların 2 Yıllık Değerlendirilmesi

Tabakalı Zirkonya	Estetik Özellikler					Fonksiyonel Özellikler				Biyolojik Özellikler				
	Skor	YP	YR	MR	RT	EAF	KR	MA	AF	HG	SÇ	PH	PD	GD
Başlangıç	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	17	20	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	17	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
12.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	18	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
18.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	19	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
24.Ay	1	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	18	20
	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

YP:Yüzey Parlaklığı, YR:Yüzey Renklenmesi, MR:Marjinal Renklenme, RT:Renk Uyumu ve Translüsensi, EAF:Estetik Anatomik Form, KR:Restorasyonda Kırık ve Restorasyon, MA:Marjinal Adaptasyon, AF:Aproksimal Anatomik Form, HG:Hasta Görüşü, PH:Postoperatif Hassasiyet, SÇ:Sekonder Çürük, PD:Periodontal Dokuların Durumu, GD:Genel Ağız ve Diş Sağlığı

Restorasyonların 24 aylık klinik takibi sonucunda elde edilen veriler Pearson Ki-Kare testi ile değerlendirilmiştir. Her iki grupta tüm kriterler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Başlangıç 6, 12, 18 ve 24 aylık kontrollerde; her iki grup arasında değerlendirme kriterleri açısından anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).

Başlangıçta yapılan kontrollerde monolitik zirkonya kron uygulanan hastaların ikisinde hafif derecede postoperatif hassasiyete rastlanmış, tabakalı zirkonya kron uygulanan dişlerin ikisinde hafif birinde tolare edilebilir hassasiyete rastlanmıştır. Preparasyoa bağlı olduğu düşünülen bu hassasiyetler değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 13). Postoperatif hassasiyet ilerleyen süreçte iki grup içinde de 6, 12, 18 ve 24. aylarda görülmemiştir. Bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

Tablo 13: Postoperatif Hassasiyet Başlangıç Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)
Pearson Chi-Square	1,029	2	,598
Likelihood Ratio	1,415	2	,493
Linear-by-Linear Association	,549	1	,459
N of Valid Cases	40		

Başlangıçta yapılan kontrollerde monolitik zirkonya ve tabakalı zirkonya kronların periodontal durumları klinik olarak çok iyidir. 6. ayda monolitik zirkonya kronlardan ikisinin restorasyon yüzeylerinde enflamasyon olmadan hafif bir plak vardı. Bir restorasyon yüzeyinde ise plak ve dişetinde hafif enflamasyon vardı. 12, 18 ve 24. aylarda monolitik zirkonya kronların ikisinin yüzeyinde hafif plak izlenmiştir. 6. ayda tabakalı zirkonya kronların üçünün restorasyon yüzeylerinde enflamasyon olmadan hafif plak vardı, 12. ayda iki, 18. ayda bir ve 24. ayda iki tabakalı zirkonya

kron üzerinde enflamasyon olmadan hafif plak bulunuyordu. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$)

Tablo 14: Periodontal Cevap 6. Ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2- sided)
Pearson Chi-Square	1,200	2	,549
Likelihood Ratio	1,588	2	,452
Linear-by-Linear Association	,125	1	,723
N of Valid Cases	40		

Tablo 15: Periodontal Cevap 12. Ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2- sided)	Exact Sig. (2- sided)	Exact Sig. (1- sided)
Pearson Chi-Square	,000	1	1,000		
Continuity Correction	,000	1	1,000		
Likelihood Ratio	,000	1	1,000		
Fisher's Exact Test				1,000	,698
Linear-by-Linear Association	,000	1	1,000		
N of Valid Cases	40				

Tablo 16: Periodontal Cevap 18. Ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	,360	1	,548		
Continuity Correction	,000	1	1,000		
Likelihood Ratio	,367	1	,545		
Fisher's Exact Test				1,000	,500
Linear-by-Linear Association	,351	1	,553		
N of Valid Cases	40				

Tablo 17: Periodontal Cevap 24. Ay Kontrolü İstatistiksel Analizi

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	,000	1	1,000		
Continuity Correction	,000	1	1,000		
Likelihood Ratio	,000	1	1,000		
Fisher's Exact Test				1,000	,698
Linear-by-Linear Association	,000	1	1,000		
N of Valid Cases	40				

Her iki grupta da yüzey parlaklığı, yüzey renklenmesi, marjinal renklenme, renk uyumu ve translüsensi, estetik anatomik form, restorasyonda kırık ve restorasyon, marjinal adaptasyon, aproksimal anatomik form, hasta görüşü, sekonder çürük, genel ağız ve diş sağlığı kriterlerinde hiçbir değişim olmamıştır.

Her iki grupta 2 yıl boyunca kronlarda yerinden çıkma, kırılma veya çıkarılmalarını gerektirecek bir durum yaşanmadığı için Kaplan Meier sağ kalım analizine göre ağızda kalma başarıları (Survival Rate) %100 olarak değerlendirilmiştir.



5.TARTIŞMA

Teknolojide yaşanan gelişmelerim yansıması olan CAD-CAM sistemindeki tarama cihazlarının gelişmiş netliği, yazılım programlarının artmış kapasiteleri, frezeleme ünitelerinin hassasiyetinin gelişimi ile, yeni metallsiz materyaller ve restorasyon üretim teknikleri hastalara sunulmaktadır. Teknolojide yaşanan bu gelişmeler laboratuvarında harcanan zamanı azaltmakta ve hastalara daha kaliteli restorasyonlar daha kısa sürede uygulanabilmektedir (10). Yapılan çalışmalarda CAD-CAM sistemi ile hazırlanmış restorasyonların, konvansiyonel metal destekli restorasyonlara göre daha iyi kenar uyumuna sahip oldukları belirtilmektedir (2). Nakamura ve arkadaşları Cerec 3 CAD-CAM sistemi ile hazırlanmış kronların iç ve kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında, Cerec 3 ile hazırlanmış kronların kenar aralığının 67 µm'den az olduğunu belirtmişlerdir (188). Günümüzde metal alt yapıli restorasyonlarda hem geleneksel üretim yöntemleri (döküm, mekanik deformasyon tekniği, elektro erozyon tekniği), hem de dijital yöntemler (CAD-CAM, lazer sinterizasyon) kullanılabilir. Ancak, polikristalin seramik alt yapıli restorasyonların üretiminde günümüzde sadece eksiltme tipi CAD-CAM yöntemi kullanılabilir.

Sabit protezler diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda sıklıkla ve başarıyla uygulanan tedavi yöntemidir. Bu tip restorasyonların 10 yıl içerisindeki başarısızlık oranları çok düşüktür, yaklaşık %8-10 aralığındadır. Yapılan çalışmalarda, sabit bölümlü protezlerin 10 yıllık klinik izleminde %72-87 sağ kalım oranı gösterdiği belirtilmektedir (45,188,189). Diş hekimliğinde son 40 yıldır metal destekli seramik restorasyonlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla diş renginde restorasyonlara olan ilgi artmaktadır.

Arka bölgelerdeki diş eksikliklerinde yüksek mekanik özellik gösteren materyallerden elde edilmiş restorasyonların kullanılması önerilmektedir. Metal destekli restorasyonların yumuşak ve sert dokularda, alerjik ya da toksik reaksiyon oluşturma potansiyelinin olduğu bilinmektedir. Ayrıca metal destekli seramik restorasyonlarda, dişeti boyunca ‘siyah çizgi’ denilen metal yansıması ortaya çıkabilmektedir (2). Bununla beraber göz ardı edilmemesi gereken bir başka nokta, zirkonya restorasyonlarda yorulma sonucu görülen başarısızlık oranının metal destekli restorasyonlardan daha yüksek bulunduğudur (190). Zirkonya destekli restorasyonlarda, zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oksit tabakası oluşmamasının, bu başarısızlığa sebep olduğu düşünülmektedir (191). Seramiklerin restoratif materyallerde ki kullanımlarının artması, gelişmiş klinik performansa olan gereksinimi arttırmıştır ve yeni birçok seramik materyalin ve tekniğin geliştirilmesini ve piyasaya sunulmasını sağlamıştır. Günümüzde Y-TZP içerikli sistemler, yüksek dayanıma sahip tüm seramik sistemlere ilave olarak sabit protetik restorasyonlar için alternatif bir materyal olarak kullanılmaktadır (192, 193). CAD-CAM sistemiyle üretilmiş Y-TZP alt yapıli sistemler, estetik ihtiyaca sahip ve stres taşıyan bölgelerdeki dayanıklılık gereksinimini tatmin edici bir şekilde karşılamaktadırlar. Bu sebeplerle posterior bölge diş eksikliklerinde diş renginde, yüksek mekanik özellikte, biyouyumluluğu yüksek materyal olan zirkonya önemli bir tedavi seçeneğidir. Tüm seramik restorasyonlar üstün estetik görünüm, biyouyumluluk ve yeterli dayanıklılık gibi özellikleri ile günümüzde popülerlik kazanmıştır. Tüm seramik materyaller arasında Y-TZP en yüksek kırılma dayanım değerine sahip olandır ve bu alanda altın standart olarak kabul edilen metal seramik restorasyonlara alternatif oluşturmaktadır (194). Konvansiyonel Y-TZP restorasyonlar yüksek mekanik özellikleri sayesinde uzun dönem sağ kalım oranları gösterirler. Öte yandan literatüre bakıldığında bu restorasyonların başarı oranlarının tabakalama materyaline bağlı olarak karşılaşılan kırıklar neticesinde sağ kalım oranları kadar yüksek olmadığı görülmektedir (195).

Bu klinik çalışmada iki farklı üretim yöntemiyle (tabakalı ve monolitik) hazırlanmış zirkonya kronlar uygulandı ve klinik performansları değerlendirildi. Tabakalama materyali tabakalı restorasyonda her zaman zayıf nokta olmuştur. Bu nedenle günümüzde monolitik restorasyonların kullanımları artmaktadır. Lityum disilikat cam seramikler porselen ilavesine ihtiyaç duymadan estetik gereksinimleri karşılayacak optik özelliklere sahiplerdir. Bu durum konvansiyonel zirkonya restorasyonlar için geçerli değildir çünkü Y-TZP materyali opak ve beyaz renktedir. Bununla birlikte günümüzde geliştirilen yüksek ışık geçirgenliğine sahip Y-TZP materyali çeşitli renklendirme yöntemleri ile birlikte monolitik lityum disilikat cam seramiklere hem ön hem arka bölgelerde önemli bir alternatif olmuştur (196).

Zirkonya restorasyonlarda en sık karşılaşılan klinik sorun üst yapı seramiğinin alt yapıdan tabaka halinde (delaminasyon) veya kırılarak ayrılması (chipping) olarak belirtilmektedir (188,197,198). Sailer ve ark. posterior bölgedeki zirkonya restorasyonların 5 yıllık klinik izlemine yaptıkları çalışmalarında, %15.2 oranında üst yapı kırığı komplikasyonu gözlemlemişlerdir (200). Zirkonya restorasyonların üretimi sırasındaki termal genleşme katsayısı farklılıkları, alt yapı ve üst yapının arasındaki istenmeyen ısınma ve soğuma oranları, alt yapı- üst yapı arasında oluşan makaslama kuvvetleri gibi faktörler üst yapı kırığının nedenleri arasında gösterilmektedir (200,201,202). Alt yapı ve üst yapı seramiğinin termal genleşme katsayısı uyumlu değil ise, üst yapı seramiğinin fırınlama ve soğuma sonrasında iki yapı arasında oluşan sıcaklık farklılıkları, artık stres oluşumuna sebep olmaktadır. (203). Oluşan artık stresler ara yüzey özelliğini değiştirerek, zirkonyanın faz değişiminin başlamasına, tanecik büyüklüklerini değiştirerek yüzeyde seramik kırığına sebep olabilmektedir (31).

Saito ve ark. zirkonya alt yapı (Katana sistem, Noritake Dental SupplyCo, Ltd, Miyoshi, Japonya) ile farklı üst yapı seramiklerinin [(Cercon ceramkiss, DeguDent GmbH), (Cerabien ZR, Noritake Dental Supply Co, Ltd), (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), (VITA VM 9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (Vintage ZR, Shofu, Inc, Kyoto, Japonya)] arasındaki bağ dayanımını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, alt yapı-üst yapı arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluğunun, makaslama bağ dayanımı değerini olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Üretici firmaların önerisi olan alt yapı-üst yapı

sistemlerinin kullanılmasının, yüksek bağ dayanımı oluşturduğunu belirtmişlerdir (204).

Zirkonya restorasyonların klinik başarısında, üst yapı hazırlama yöntemleri önemli bir etkiye sahiptir. Üst yapı hazırlama yöntemleri, üst yapı seramiğinin özelliklerini ve alt yapı-üst yapı sistemini bir bütün olarak etkilediği için üst yapı kırığı komplikasyonu ile ilişkilendirilebilmektedir (115). Üst yapı hazırlama yöntemlerinden tabakalama tekniğinde, seramik tabakasının eşit ve homojen olarak uygulanmaması seramikte çatlak ve kırıklara neden olabilmektedir. Diş teknisyenin becerisi ve tecrübesi, fırınlama sayısı ve süreleri gibi faktörler, tabakalama yönteminin başarısını etkileyebilmektedir (200,118).

Zirkonya restorasyonlarda karşılaşılabilen üst yapı sorunları, monolitik tüm konturlu zirkonya restorasyon yapımı ya da hızlı prototipleme yöntemi ile giderilmeye çalışılmaktadır (205). Yeni üst yapı üretim yöntemleri ve materyaller geliştirilerek zirkonyanın klinik başarısının artırılması hedeflenmektedir.

Üst yapı kırığı sorununu çözmek için üst yapı seramiği kullanılmayan tüm konturlu zirkonya restorasyon üretimi oldukça ideal bir çözümdür. Bu amaçla, Y-TZP 'nin opasite özellikleri geliştirilmiştir ve üretici firmalar tarafından monolitik tüm kontur zirkonya restorasyonlar kullanıma sunulmuştur (206). Yüksek mekanik özellik, biyouyumululuk ve daha az üretim zamanı ve maliyeti gerektirmesi gibi özellikleriyle ilgi çekmektedirler. Bununla beraber opak olduğu bilinen zirkonyanın estetik özellikleri daha belirgin hale gelmektedir. Zirkonyanın üretiminde ve sinterizasyonunda modifikasyonlar yapılarak optik özellikleri geliştirilmektedir. Ancak monolitik zirkonyanın, Y-TZP 'nin sertliğinin fazla olması nedeniyle karşıt diş minesini aşındırması merak konusu olmaktadır. Yakın zamanda bu konuyla ilgili yapılan çalışmalarda, cilalanmış parlak zirkonyanın, yaşlandırma simülasyonu yapıldığında dahi, karşıt dentisyonu aşındırmadığı belirtilmektedir (207, 208).

Sorrentino ve arkadaşları farklı kalınlıklarda (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm) CAD/CAM ile üretilen monolitik zirkonya kronların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, 0,5 mm okluzal kalınlığa sahip kronların molar bölgelerde rahatlıkla kullanılabileceğini rapor etmişlerdir (209). Kok ve arkadaşlarının implant destekli posterior kronların mekanik dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında polimetilmetakrilat bloklar içerisine gömülen yapay abutmentlerin

üzerine yapılan anatomik kronların kırılma dayanımları ölçülmüş; Lava Plus zirkonya kronlar 6065 N, IPS Emax Cad lityum disilikat kronlar 2788 N, kompozit resin materyallerinden Lava Ultimate 1935 N, Vita Enamic 2171 N, veneerlenmiş zirkonya kronlar ise 1477 N kırılma dayanım değerleri göstermişlerdir. Kullanılan tüm materyallerin ağız içi oluşacak fizyolojik kuvvetlere dayanabileceği sonucuna varılmıştır (210). 2016 yılında Stawarczyk ve arkadaşlarının yaptıkları dört nokta eğme testi ile biaksiyel esneme dayanımı çalışmasında yeni nesil monolitik zirkonyaların 611-784 MPa arasında dayanım gösterdikleri belirtilmiş ve posterior bölgelerde sabit protezlerin yapımı için seçilen materyalin esneme dayanımının 2008 yılı ISO 6872'e göre üç üyeli protezlerde en az 500 MPa, dört üyeli protezlerde ise 800 MPa olması gerektiği belirtilmiştir. Çalışmanın bulguları kübik zirkonya ve cam seramik grupların üç üyeli posterior bölge restorasyonları için kullanımlarının uygun olmadığı, yüksek translüsentli zirkonyalar ve monolitik konvansiyonel zirkonyaların ise posterior bölge sabit protezlerde güvenle kullanılabilceği sonucuna varılabilir (211). 2015 yılında Matsuzaki ve arkadaşlarının monolitik translüsent zirkonyanın ışık geçirgenliği ve biaksiyel esneme dayanımı üzerine yaptığı çalışmasında 1 mm kalınlığındaki translüsent monolitik zirkonyanın 1060 MPa esneme dayanım değerine sahip olduğu rapor edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre monolitik zirkonya kalınlığının 1 mm'den daha küçük olabileceği, monolitik translüsent zirkonyanın monolitik zirkonyalar kadar dayanıklı olduğu ve konvansiyonel zirkonya restorasyonlarda feldspatik porselen kalınlığını arttırmanın dayanımı olumsuz etkilediği gösterilmiştir (212).

Restorasyonun devamlılığı destek dişlerin sağlamlığı ile yakından ilişkilidir. Diş preparasyonunun prensiplere göre yapılması restorasyonun retansiyonu, destek dişlerin devamlılığı ve dinamik yükler altında stres dağılımı açısından önemlidir. Araştırmalarda diş kesimi açıları ile ilgili trigonometrik analizler yapılmıştır. Shillingburg ve arkadaşları, 2-6 derecelik açılar yapılarak toplamda 12 dereceye kadar açılanmalar yapılması ile optimum retansiyon elde edilebileceğini belirtmişlerdir (213). Bu da genel olarak diş kesim prensibi olarak kabul edilmiştir (33). CAD/CAM sistemlerde ise genel kesim prensibinde bazı değişiklikler yapılması gerekmiştir. Cam seramik restorasyonlarda minimum 4° yaklaşım açısı önerilirken, CAD/CAM sistemlerde minimum 5°' lik yaklaşım açısı önerilmektedir (30). Lava sisteminde ise preparasyonun yaklaşım açısının tek kron restorasyonlarında minimum 4°, köprü

restorasyonlarında ise 6° olması istenmektedir (104). Basamak preparasyonu olarak ise tüm seramik restorasyonlarda iç açıları yuvarlatılmış dik açılı (shoulder) ve chamfer basamak tarzı endikedir (190). Çalışmada üretici firmanın önerileri doğrultusunda destek diş kesim açıları uygun frezler kullanılarak yaklaşık 10° olacak şekilde chamfer basamak tarzında preparasyonlar hazırlandı.

Monolitik zirkonya kronlar için preparasyon ihtiyacının altın kronlara benzer şekilde yapılabileceği, tabakalı restorasyonlardan daha konservatif davranılması gerektiği ifade edilmektedir. 1-1,5 mm'lik oklüzal kesim, 1 mm'lik chamfer basamağın bu restorasyonlar için ideal olduğu belirtilmektedir. Aksiyal duvarlarda 5-10°'lik açı vermenin üretim, simantasyon ve restorasyonun kullanım ömrü açısından uygun olacağı iddia edilmektedir. (214) Nakamura ve arkadaşları, monolitik lityum disilikat kronlar ile monolitik zirkonya kronların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır (215). Monolitik lityum disilikat kronlar için 1,5 mm oklüzal redüksiyon, 1 mm servikal chamfer basamak preparasyonu yapılmıştır. Monolitik zirkonya restorasyon için ise 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm oklüzal preparasyon ile her birinden 0,5 mm, 0,7 mm, 1 mm servikal chamfer basamak preparasyonu yapmışlardır. Sonuçta, 0,5 mm oklüzal kalınlığa sahip monolitik zirkonya kronların ($5558 \pm 522N$), 1,5 mm kalınlığa sahip lityum disilikat kronlardan ($3147 \pm 409N$) daha fazla kırılma dayanımına sahip olduğu ortaya çıkmıştır. Oklüzal redüksiyonun kırılma dayanımına anlamlı etkisi olduğu, ancak basamak kalınlığının dayanımı etkilemediği sonucuna varılmıştır. Molar bölge tek kronlar için monolitik zirkonyadan yapılan 0,5 mm oklüzal redüksiyon ve 0,5 mm chamfer basamak kalınlığının yeterli olacağı iddia edilmiştir. Düşük redüksiyonlarda yüksek kuvvetlere dayanabileceği için monolitik zirkonya, kısıtlı interoklüzal mesafeli hastalarda önerilmiştir (216). Bu avantajlara ilave olarak estetik olması sebebiyle de metalin yerine geçmektedir. Batson ve arkadaşlarının bir çalışmasında, metal seramik, lityum disilikat ve monolitik zirkonyadan üretilmiş posterior kronlar arasında gingival cevap açısından fark ortaya çıkmamıştır (217). Aynı çalışmada kron marjinlerindeki horizontal uyumsuzluk değerlendirilmiş ve monolitik zirkonya kronların kenar uyumunun lityum disilikat kronlardan daha iyi olduğu bildirilmiştir.

Klinik uygulamalarda bitim sınırının net olarak belirlenebilmesi için alınan ölçülerde sulkus kuru tutulabildiği sürece kronların marjinal uyumu açısından tek

aşamalı ölçü tekniği ile iki aşamalı ölçü tekniği arasında bir fark olmadığını tespit edilmiştir. Çalışmamızda prepare edilen dişlerin ölçüsü iki aşamalı “putty-wash” tekniği uygulanarak alınmıştır (218).

Son okluzal ayarlamalar yapıldıktan sonra monolitik zirkonyanın polisaj işlemleri muhakkak yapılmalıdır. Yüksek sertlik değerleri ve dayanıklılıklarına rağmen monolitik zirkonya restorasyonlar homojen yapıları ve düşük tanecik boyutları sayesinde heterojen yapıda cam matriks ve kristaller içeren cam seramik restorasyonları mukayese edilince karşıt diş minesini üzerinde daha az aşınma meydana getirirler (219, 220). Monolitik zirkonya kronların bitim işlemleri karşıt diş aşındırması üzerine etkilidir. Yapılan araştırmalarda polisajlanmış zirkonyaların, glaze uygulanmış zirkonyalara kıyasla daha az aşınmaya sebep olduğu bildirilmiştir (221). Çalışmalarda zamanla restorasyonlarda meydana gelen aşınmaların faz transformasyonuna neden olmadığı fakat az da olsa pürüzlülüğe sebep olduğu belirtilmiştir (222). Beuer ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptıkları çalışmalarında polisaj ile bitirilen monolitik zirkonya restorasyonların, glazürleme işlemi ile bitirilen restorasyonlara kıyasla anlamlı derecede daha fazla ışık geçirgenliği gösterdikleri rapor edilmiştir (221).

Simantasyon, zirkonya restorasyonların klinik uygulamalarının başarısı üzerine etkili en önemli faktörlerden biridir. Zirkonya restorasyonlar, cam iyonomer ve polikarboksilat gibi geleneksel simanlar veya adeziv resin simanlarla simante edilebilmektedir (165). Cam iyonomer simanlar ile zirkonya restorasyonların simantasyonunda çeşitli başarısızlıklar ortaya çıkabilmektedir. Huang ve arkadaşları (223) iki farklı resin modifiye cam iyonomer siman, kompomer ve kompozitin higroskopik genişmesini inceledikleri çalışmalarında materyaller arasında en çok hidrogopik genişmeyi resin modifiye cam iyonomer simanların ortaya çıkardığını bulmuşlardır. Bu genişmenin marjinal aralığa bağlı olarak simanların su emmesi nedeniyle ortaya çıktığı belirtilmektedir.

Ernst ve arkadaşları (224) zirkonyum oksit içerikli restorasyonların, farklı yapıştırma ajanlarıyla bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, zirkonyum oksit içerikli kronların simantasyonunda, adeziv simanların geleneksel simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği ve daha başarılı olduğu belirtilmiştir. Rocatec sisteminin tutuculuğa anlamlı bir katkısı bulunmadığı

belirtmiştir. Kern ve arkadaşları YTZP zirkonyanın çeşitli yapıştırıcı sistemleriyle bağlanmalarını inceledikleri çalışmalarında, hidrofobik fosfat monomeri 10-metakriloloksidesil-dihidrojenfosfat (10-MDP) içeren iki yapıştırıcı simanın, zirkonyaya bağlanmada etkili olduğunu belirtmişlerdir. Kern ve arkadaşlarının bu çalışmasından sonra birçok araştırmacı, metakriloloksidesil-dihidrojenfosfat MDP içeren rezin simanların, zirkonyadan yapılmış endodontik postlar (225), tetragonal zirkonya materyali (226), YTZP zirkonya (227) ve In-Ceram zirkonya (228) ile gelişmiş bağ dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin yüksek olmasının yanı sıra biyolojik uyumu, korozyona uğramaması ve ön bölge restorasyonlarda alt yapı olarak kullanıldığında estetik beklentileri karşılayabilmesi gibi avantajları sayesinde seramik restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılmakta ve seramiği kuvvetlendirmektedir (229). Zirkonyanın birçok avantajının yanında en büyük dezavantajı yapılan çalışmalarda dentin ve siman ile bağlantı problemi olarak açıklanmıştır. Bu nedenle zirkonya yüzeyine, yüzeyde değişiklik yapması amacıyla birçok yüzey işlemi uygulanmakta ve rezin simanlarla olan bağ dayanımının artması beklenmektedir. Zirkonyaya uygulanan yüzey işlemlerinden biri hidroflorik (HF) asittir. Zirkonya yüzeyinde hidroflorik (HF) asit yüzeyin pürüzlülüğünü artırarak mikro mekanik bağlantının oluşturulması amacıyla kullanılmıştır. Hidroflorik (HF) asit seramiğin cam matrisini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikro girintilerin oluşmasını sağlamaktadır. Akışkanlığı yüksek rezin simanlar bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikro mekanik bağ, silan uygulanması ile de kimyasal bağ oluşmaktadır. Fakat bu durum zirkonya seramikler için geçerli değildir. Zirkonya çok çok az cam faz içerdiği için hidroflorik (HF) asit zirkonya yüzeyini etkilememektedir (230, 231, 232, 233). Bu yüzey işlemi olarak hidroflorik (HF) asite çalışmamızda yer verilmemiştir. Komine ve arkadaşları (234) hidroflorik (HF) asitin zirkonya ve kompozit rezinler arasındaki bağ dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada hidroflorik (HF) asitin bağ dayanımını değiştirmedığını bildirmişlerdir. Della Bona ve arkadaşları (229) yüzey işlemlerinin zirkonya yüzeyine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında hidroflorik (HF) asitin zirkonya-rezin bağlantısı için yetersiz bir yüzey işlemi olduğunu bildirmiştir. Kumlama işlemi zirkonyanın bağlantısını arttırmak amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Bu işlem ile restorasyon yüzeyleri temizlenmekte, bağlanma için gerekli yüzey alanı ve rezinlerin ıslatabilirliği artmaktadır (235). Ayrıca oluşan yüzey pürüzlülüğü mikro

mekanik bağlanmayı arttırmaktadır (236). Kumlama işlemi sadece Al_2O_3 ile veya Al_2O_3 ile silika kaplanmış alümina taneciklerinin birlikte kullanıldığı tribokimyasal yöntem ile yapılmaktadır. Aboushelib (237, 238), Moon (239), Külünk (240), Akyıl (241), Yang (243), Foxton (244) zirkonya yüzeyinin Al_2O_3 ile kumlanmasının simanlar ile olan bağ dayanımını arttırdığını belirtmiştir. Monaco ve arkadaşları (242) yaptıkları çalışmada sinterizasyon öncesinde ve sonrasında Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulamasının bağ dayanımında anlamlı ölçüde bir artış sağladığını bildirmiştir.

Gargari ve arkadaşları; Zirkonya restorasyonların simantasyonlarını inceledikleri çalışmalarında zirkonyanın 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 rezin simanlarla simante edilmesi olarak belirtilmiştir (166, 227). Bizim çalışmamızda da iki farklı yöntemle üretilmiş zirkonya kronlar; 0,25 MPa'lık basınç altında 50 μm 'lik Al_2O_3 ile kumlamandıktan sonra hem ışık ile, hem de kimyasal olarak sertleşen (dual-cure) bir adeziv rezin siman ile (Relyx U200, 3M ESPE, Seefeld Germany) yapııştırıldı.

Zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik takip çalışmalarında, post operatif hassasiyet genellikle izlenmemektedir. Klinik gözlemlerin böyle olmasında, zirkonya restorasyonlarda kullanımı önerilen rezin simanların sızdırmazlığı, diş preparasyonu ve restorasyonların marjinal uyumlarının etkili olduğu düşünülmektedir. İmmediat hassasiyet, diş preparasyonundan hemen sonra oluşan hassasiyet, ikincil hasasasiyet ise mikrosızıntıya bağlı oluşabilecek hassasiyet biçimidir. Çalışmamızda uyguladığımız restorasyonların hiçbirinde, post-operatif hassasiyet klinik olarak kabul edilebilir düzeyin üstünde izlenmemiştir. Çalışmamızdaki diş preparasyonunun, oklüzal yüzeyden yaklaşık 1.5 mm aşındırma yapılırken aksiyal yüzeylerden 1.0-1,5 mm. madde kaldırılması ve anatomik bir biçimde prepare edilmesinin post-operatif hassasiyet komplikasyonu gözlenmemesinde etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Sailer ve arkadaşlarının çalışmalarında 5 yılda en sık karşılaşılan klinik problem (%58) restorasyonlarda kenar açıklığı bulunmasıdır. Kenar aralığı olan restorasyonlardan 10 tanesinde klinik olarak fark edilebilir sekonder çürük oluşumu izlenmiştir (199). Bizim çalışmamızda ise, 2 yıllık klinik izlem sonrası restorasyonların hiçbirinde, kenar açıklığı izlenmemiş ve sekonder çürük gözlenmemiştir.

Zirkonya alt yapılı seramik restorasyonların uzun dönem klinik takipleri değerlendirildiğinde bir takım yetersizlikler gözlenebilmektedir (199). Tabakalama yöntemi ile feldspatik seramikle üst yapısı hazırlanmış restorasyonların klinik değerlendirme çalışmalarında teknik komplikasyonlar sıklıkla izlenmektedir. Bu sebeple son yıllarda kullanılan iki tekniğin (Tabakalama ve üst yapısız monolitik zirkonya kullanımı) birbirine olan üstünlüğünün karşılaştırılması amacıyla çalışmamızda posterior bölge dişlerinin klinik takibi uygulanmıştır. Bu tip klinik değerlendirme çalışmalarında çeşitli değerlendirme kriterleri kullanılmaktadır. Bu değerlendirme kriterleri arasında en sık kullanılanları California Dental Association tarafından kullanılan CDA kriterleri (245, 246), FDI ve United States Public Health Services System tarafından belirlenmiş USPHS kriterleridir. Bu çalışmada restorasyonların klinik izleminde FDI kriterleri kullanıldı. Restorasyonların klinik olarak değerlendirilmesinde en sık kullanılan değerlendirme kriterlerinden biri FDI klinik değerlendirme kriterleridir. Çalışmamızda; yüzey parlaklığı, yüzey renklenmesi, marjinal renklenme, renk uyumu ve translüsensi, estetik anatomik form, restorasyonda kırık ve retansiyon, marjinal adaptasyon, aproksimal anatomik form, hasta görüşü, postoperatif hassasiyet, sekonder çürük, periodontal dokuların durumu, genel ağız ve diş sağlığı içeren FDI değerlendirme kriterlerine göre, 6 aylık, 12, 18 ve 24 aylık kontrollerde zirkonya restorasyonlar klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur.

Zirkonya uygulamalarda klinik değerlendirme çalışmaları, restorasyonun ağız içerisindeki çeşitli kimyasal uyarılara, sıcak-soğuğa maruz kalması ve mekanik kuvvetlere maruz kalması nedeniyle materyalin başarı değerlendirmesinde faydalı olmaktadır. Zirkonya restorasyonlar ile ilgili in-vitro çalışma sayısı oldukça fazladır, fakat klinik çalışma sayısı yeterli değildir. Bu klinik çalışmada posterior bölgede uygulanan zirkonya kronların 2 yıllık klinik takibi yapılmıştır. Tabakalı ve monolitik olmak üzere iki farklı yöntemle hazırlanan restorasyonların tümü klinik olarak kabul edilebilir başarıda bulunmuştur. Zirkonya restorasyonların klinik değerlendirme çalışmalarında, en fazla üst yapı kırığı (chipping) ve alt yapı kırığı komplikasyonu izlendiği belirtilmektedir. Zirkonyada üst yapı kırığı gözlenen olguların bazılarında, kırık hattının cilalanıp, protezin yenilenmesine ihtiyaç duyulmamaktadır. Büyük boyutta kırılma olduğu olgularda ise estetik sebeplerle ya da parlatılamamasından

dolayı restorasyonun yenilenmesine ihtiyaç duyulmaktadır (199). Çalışmamızda ise herhangi bir üst yapı kırığı veya alt yapı kırığı gözlenmemiştir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

40 hastada gerçekleştirdiğimiz bu klinik çalışmada iki farklı üretim yöntemi ile (tabakalı ve monolitik) elde edilmiş restorasyonların klinik başarıları karşılaştırılmıştır. Çalışmamızdan elde edilen bulguların ışığında her iki gruptaki restorasyonlar klinik olarak başarılı bulunmuştur. Restorasyonların klinik başarıları arasında anlamlı bir fark olmadığı için çalışmamızın “Monolitik zirkonya kronlar daha başarılı olacaktır.” hipotezi reddedilmiştir.

Zirkonya içeren kuronlarda dayanıklılık, zirkonya yapının kendine özgü mekanik özelliklerine bağlı olduğu kadar dişin preparasyonuna, restorasyonun tasarımına, üretim koşullarına, kullanılan yapıştırıcının cinsine, yapıştırma tekniğine ve fonksiyon esnasında ortaya çıkan gerilmelerin çeşidine ve dağılımına bağlıdır (247). Materyalin mekanik özellikleri ya da hastanın çiğneme kuvveti hekimin kontrolü altında değildir. Bununla birlikte öteki faktörlerin hekim ya da laboratuvar tarafından ideal koşullara uygun olacak şekilde yönlendirilebilmesi mümkündür. Diğer tüm seramik sistemlerinde olduğu gibi zirkonya esaslı restorasyonlarda da materyalin dayanımı malzemenin içinde ortaya çıkan çatlaklar nedeniyle zarar görmektedir (247). Bu çatlaklar malzemenin içinde yapısal olarak bulunabileceği gibi üretim aşamasında da ortaya çıkabilmektedir. Zirkonya kuronların kullanım ömrü, mevcut çatlakların birleşip büyümesi ya da şiddetli oklüzal kuvvetler altında yüzeydeki çatlakların içe doğru ilerleyişi ile zarar görmektedir (247). Bu nedenle hekim ve teknik eleman bu riskleri en aza indirecek koşulları yakalamaya çalışmalıdır.

İki farklı üretim yöntemiyle üretilen zirkonya restorasyonların klinik değerlendirmesinin yapıldığı bu çalışmada elde edilen veriler doğrultusunda şu sonuçlar elde edilmiştir:

- 1) Tüm zirkonya restorasyonlar 2 yıllık klinik izlemde, klinik olarak kabul edilebilir başarıda bulunmuştur. 0, 6 ay, 12 ay, 18 ay ve 24 aylık izlem periyotlarında monolitik ve tabakalı zirkonya restorasyonların klinik performansları arasında anlamlı fark yoktur.
- 2) Klinik takip sonuçlarına göre her iki grupta da FDI değerlendirme kriterleri arasında bulunan; yüzey parlaklığı, yüzey renklenmesi ve marjinal renklenme,

marjinal adaptasyon, renk uyumu ve translüsensi, estetik anatomik form, restorasyonda kırık ve retansiyon, aproksimal anatomik form, hasta görüşü, sekonder çürük, genel ağız ve diş sağlığı gibi kriterlere göre uygulanan kronların simantasyondan takip sonuna kadar hiçbir değişim gözlenmemiştir.

- 3) FDI kriterlerine göre 2 yıllık takip sonucunda yapılan değerlendirmelerde iki grup arasında; Periodontal durum ve post operatif hassasiyet açısından fark olmasına rağmen sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.
- 4) Her iki grupta 2 yıl boyunca restorasyonlarda kırılma, yerinden çıkma veya çıkartılma gerektirecek herhangi bir durum ile karşılaşmadığından ağızda kalma başarısı(sağkalımı) %100 olarak değerlendirilmiştir. Her iki grupta klinik başarı açısından herhangi bir fark gözlenmemiştir.

Mevcut çalışmalar ışığında zirkonya restorasyonlarda dayanıklılığı arttırmak için aşağıdaki koşullar gözönünde bulundurulmalıdır (247, 248, 249, 250, 251, 252, 253, 254, 255).

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 klavuzları doğrultusunda şekillendirme, sinterleme ve soğutma yapılmalıdır.
4. Tabakalı zirkonya restorasyonlar da firmaların kendi ürünleriyle uyumlu olduklarını belirttikleri üst yapı porselenleri dışındaki porselenlerle çalışılmamalıdır.
5. Kullanılabilen üst yapı porselenlerinden ısı genleşme katsayısı zirkonyaya en yakın olanı tercih edilmelidir.
6. Tabakalı restorasyonlarda alt yapı-üst yapı kalınlığı oranına dikkat edilmeli ve desteksiz üst yapı porseleni kullanımından kaçınılmalıdır. Üst yapı porseleninin 2 mm'den fazla olmamasına dikkat edilmelidir.
7. Alt yapının 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.

8. Zirkonya restorasyonlar her ne kadar geleneksel simanlar ile kullanılabilen bir materyal olsa da adeziv simantasyon sonrası, sızdırmazlığın daha az olacağı ve dayanımının artacağı unutulmamalıdır.
9. Zirkonya üstün dayanıklılığı ve geliştirilmeye devam edilen optik özellikleri sayesinde diş hekimliğinin geleceğinde daha çok kullanılacağı düşünülmektedir. Bununla beraber 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.

Sonuç olarak monolitik zirkonya restorasyonların estetik, fonksiyonel ve biyolojik açıdan klinik performansları oldukça başarılı bulunmuştur. Tabakalama olmadan yapıldığı için dentin prova seansına gerek duyulmayan, porselen kırığı riski olmayan ve çeneler arası kısıtlı mesafelerde kurtarıcı olabilecek bu restorasyonlar posterior bölgede uygun vak'a seçimi ve doğru materyal kullanımı ile uygulandığı zaman hem hasta hem de hekim açısından daha fazla tercih edilebilir bir tedavi seçeneğidir. Çalışmamızın sonuçlarının oldukça başarılı olmasına rağmen kesin sonuçlara varabilmek için çok daha fazla sayıda vaka ve uzun klinik takiplerin yapılması gerektiği inancındayız.

7. KAYNAKLAR

1. Craig RG, Powers JM. Restorative Properties in Restorative Dental Materials. New York: Mosby Publication. 2002:551-592.
2. Chistensen GJ, Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain fused to metal or zirconia based? J Am Dent Assoc. 2007;138:662-665.
3. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent, 2009:130-151.
4. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials. 2008;24:299-307.
5. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials. 2008;24:1556-1567.
6. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. J Oral Sci. 2010;52:531-539.
7. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. J Prosthet Dent, 2001,86: 495-510.
8. Tsalouchou E, Cattell, MJ, Knowles, J.C, Pittayachawan, P, McDonald A. . Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mater, 2008;24:308-318.
9. Savran Çakır S. Zirkonyum dioksit alt yapı üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve tekrarlanan fırınlamanın üst yapı porseleninin bağlanma dayanımına etkisinin in-vitro olarak incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2011.
10. Gregg A, Helvey A, Croll TP, Nicholson JW. Zirconia and Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing (CAD/CAM) Dentistry. Inside Dentistry.2008;4:4.
11. Kim HK, Kim SH. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. J Dent 2016 2008;55:75-81.
12. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, 1983:1-26.
13. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dent Clin North Am, 1985;29:621-644.

14. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75:18-32.
15. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 1999;20:1115-1124.
16. 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.
17. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996;75:18-32.
18. Mc Lean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. 1. Bask1. Chicago, 1979:55-63.
19. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials* 11 Bask1. St. Louis, Saunders, 2003: 655-719.
20. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994;7:329-338.
21. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. 2001, 85; 61-66.
22. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2003;89:374-380.
23. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. *Journal of Biomedical*. 2009;88:519-529.
24. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*. 2007;35:819-826.
25. Piconi C, Maccaur G. Zirconia as a ceramic biomaterials, 1999;20:1-25.
26. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14:64-71.
27. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012;28:449-456.
28. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27:535-543.
29. Holden J.E, Goldstein G.R., Hittelman E.L, Clark E.A. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont*, 2009;18:645-648.

30. Hannink R H J, Kelly, P M, Muddle B C. Transformation toughening in zirconia containing ceramics. *J Am Ceram Soc.* 2000;83:461-487.
31. Denry I, Kelly J R, State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24:299-307.
32. Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD-CAM Zirconia, *J Dent Res* 2010;89:91-95.
33. Ashkanani H M., Raigrodski A J, Flinn B F, Heindl H, Mancl L A. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent.* 2008;100:274-284.
34. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Dent Mater.* 1999;20:1-25.
35. Malkoç MA, Sevimay M. Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2009;18:208-216.
36. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 2004;48:531-544.
37. Raigrodski A J, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001;86:520-525.
38. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002,17;793-798.
39. Deville S, Chevalie J, Fantozzi G, Bartolome J, Requena J, Moya J. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc.* 2003;23:2975-2982.
40. Quantitative Analysis of the residual stress and dislocation density distributions around indentations in alumina and zirconia toughened alumina (ZTA) ceramics, *J Eur Ceram Soc.* 2014;34:753-763.
41. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*, 2006;22:778-784.
42. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011;27:83-96.
43. Yin L, Huang H. Ceramic response to high speed grinding. *Mach Sci Technol*, 2004;8:21-37.
44. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. 2003;255:975-989.

- 45.** Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.* 2004;48:531-544.
- 46.** Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:956-962.
- 47.** Filser FT. Direct ceramic machining of dental restorations. PhD. thesis. Zurich: Swiss Federal Institute of Technology Zurich; 2001.
- 48.** Cales B. Colored zirconia ceramics for dental applications. In: LeGeros RZ, Legeros JP, editors. *Bioceramics*. New York: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. 1998
- 49.** Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, et al. Current status of zirconia used in total hip implants, *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85:73–84.
- 50.** Chai J, Chu FCS, Chow TW, Liang MH. Chemical Solubility and Flexural Strength of Zirconia-Based Ceramics. 2007;20:587-595.
- 51.** Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. (CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent. Mater.* 2004;20:655-662.
- 52.** Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2006;36-44.
- 53.** May KB, Russell MM, Razzoog, ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent,* 1998;80:394-404.
- 54.** Claudia Angela Maziero Volpato, Luis Gustavo D Altoe Garbelotto, Marcio Celso Fredel and Federica Bondioli Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. 2011
- 55.** Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27: 535-543.
- 56.** Lee SK, Tandon R, Readey MJ, Lawn BR. Scratch damage on zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc.* 2000;83:1482-1432.
- 57.** Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: Role of application methods. *Dent. Mater.* 2010;26:545-552.
- 58.** Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation–aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent. Mater.* 2010;26:807-820.
- 59.** Swab JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Material Sciences,* 1991;26:6706-6714.

- 60.** Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford, CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88:4-9.
- 61.** Cho MS, Yu B, Lee YY. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dent Mater,* 2009;25: 695-702.
- 62.** Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Diş Hek Fak.* 2008;32:58-72.
- 63.** Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Aydın DH, Akça K. Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inlab sistemi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2009;33:41-46
- 64.** Goiato MC, Santos MR, Pesqueira AA, Moreno A, dos Santos DM, Haddad MF. Prototyping for surgical and prosthetic treatment. *J Craniofac Surg.* 2011;22:914-917.
- 65.** Miyazaki T, Hotta Y CAD-CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal* 2011; 56: 97–106.
- 66.** Allen KL, Schenkel AB, Estafan D. An overview of the CEREC 3D CAD-CAM system. *Gen Dent.* 2004;52:234-235.
- 67.** Yöndem İ, Aykent F. Bilgisayar Desteği İle Hazırlanan Dental Seramikler (CAD-CAM) *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008;32:79-86 .
- 68.** Giordano, R. Materials for chairside CAD-CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc,* 2006;137:14-21.
- 69.** Mörmann, W., Bindle, A. All-ceramic chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations *Dent Clin North Am,* 2002;46:405-426.
- 70.** Ji MK, Park JH, Park SW, Yun K, Oh GJ, Lim HP. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont* 2015;7:271-277.
- 71.** Rinke S and Hüls A. Copy-milled aluminous core ceramic crowns: A clinical report, *J Prosthet Dent* 1996;76:343-346.
- 72.** Ertürk BK, Çömlekoğlu MD, Çömlekoğlu E, Güngör MA. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Güncel Tasarım ve Üretim Yöntemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2015;25:135-143.
- 73.** Qualtrough AJE and Piddock V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations, *Dent Update* 1999;26:65-72.

- 74.** McLaren EA and Terry DA. CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures, *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:637-653.
- 75.** Karaalioğlu O.F. Yeşil Duymuş Z. Diş hekimliğinde uygulanan CAD-CAM sistemleri. *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg.* 2008;18: 25-32.
- 76.** Völkl L: Cercon The All-Ceramic CAM System by Degussa Dental. *Quintessence*, 2001;52: 811-814.
- 77.** şener I.D. Türker ř.B. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Ü. Diş Hek Fak. Derg.* 2009;19:61-67
- 78.** Kelly, J.R. Clinically relevant approach to failure testing of all ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999;81:652–661.
- 79.** Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD-CAM. In: Mörmann WH *State of the Art of CAD-CAM Restorations: 20 years of CEREC.* Berlin Quintessence 2006;1-7.
- 80.** ZENOTEC Products Brochure, 2010.
- 81.** Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown, *J Adv Prosthodont* 2015;7:271-277.
- 82.** Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials.* 2013;29:1201-1208.
- 83.** Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations, *Journal of dentistry.* 2012;40:921-928.
- 84.** Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014;30:1195-1203.
- 85.** Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *J Am Ceram Soc.* 2011;119:133-135.
- 86.** Yamashita I, Tsukuma K. Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *J Ceram Soc.* 2011;9:33-35.
- 87.** Anselmi-Tamburini U, Woolman JN, Munir ZA. Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high-pressure pulsed electric current sintering. *Adv Funct Mater.* 2007;17:3267-3273.

- 88.** Zhang H, Li ZP, Kim BN, Morita K, Yoshida H, Hiraga K, Highly infared transparent nanometric tetragonal zirconia prepared by high-pressure spark plazma sintering. *J Am Ceram Soc.* 2011;94:2739-2741.
- 89.** Yoon HI, Yeo IS, Yi YJ, Kim SH, Lee JB, Han JS. Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2014;40:369-374.
- 90.** Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *Journal of dentistry.* 2013;41:1164-1174.
- 91.** 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;100:447-456.
- 92.** 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. *International journal of dentistry.* 2015;2015:392-496.
- 93.** Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials.* 2013;29:1201-1208.
- 94.** Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clinical oral investigations.* 2016.
- 95.** Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment.* 2016;30:644-652.
- 96.** Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of dentistry.* 2014;42:684-690.
- 97.** Holand W, Rheinberger V, Apel E, Van't Hoen C, Holand M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *J Mat Sci: Materials in Medicine.* 2006;17:1037-1042.
- 98.** Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture thougness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003;19:603-611.
- 99.** Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89:374–380.

- 100.** Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2002;29:951-5.
- 101.** Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater.* 2003;19:603-11.
- 102.** Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina leucite, mica, and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28:529-535.
- 103.** Wall GJ, Cipra LD. Alternative Crown Systems. *Dent Clin North Am.* 1992;36:765-781.
- 104.** Claus H. Vita In-Ceram, a new system for producing aluminium oxide crown and bridge substructures. *Quintessence Zahntech.* 1990;16: 35-46.
- 105.** Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:956-962.
- 106.** Yavuzylmaz, H, Turhan B, Bavbek B, Kurt, E. . Tam seramik sistemleri II. *G Ü Dişhek Fak Derg.* 2005;22:49-60.
- 107.** McLaren, EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent,* 1998;19: 307.
- 108.** McLaren, EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent,* 1998;19: 312.
- 109.** Wassel R, Walls A, Steele J. Crowns and extra-coronal restorations, Material selection. *Brit Dent J.* 2002;192:1-16
- 110.** O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2nd edition. Quintessence Pub Co Inc, Carol Stream, Illinois 1997.
- 111.** May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent,* 1998;80:394-404.
- 112.** Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24:299-307.
- 113.** 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.
- 114.** Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent.* 2008;36:316-321.

- 115.** 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;105:29-37.
- 116.** Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Impl Res.* 2007;18:218-231.
- 117.** Guess PC, Zavanelli RA, Silva, NR, Bonfante EA, Coelho P, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: Comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010;23:434-442
- 118.** Tsalouchou E, Cattell, MJ, Knowles, JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater.* 2008;24:308-318.
- 119.** Lenz J, Thies M, Wollwage P ve Schweizerhof K. A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dent Mater.* 2002;18:558-560.
- 120.** Soliman MSM, Mohsen CA, El-Mahallawi O, Abu-Eittah MRH Effect of Different CAD-CAM Fabrication Techniques on the Vertical Marginal Gap *Journal of American Science* 2015;11:6.
- 121.** Holden J, Goldstein G, Hittelman E, Clark E. Comparison of the Marginal Fit of Pressable Ceramic to Metal Ceramic Restorations. *J Prosthodont ACP.* 2009;1:4
- 122.** Beuer F, Schweiger J, Eichberger, Kappert F, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009;25:121-128
- 123.** Van Noort, R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28:3-12.
- 124.** Soliman MSM, Mohsen CA, El-Mahallawi O, Abu-Eittah MRH Effect of Different CAD-CAM Fabrication Techniques on the Vertical Marginal Gap *Journal of American Science* 2015;11:6
- 125.** 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 J.* 2009;28:44-56
- 126.** Silva NR, Witek L, Coelho, PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD-CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont.* 2011;20:93-96.
- 127.** Wiedhahn, K. The impression-free Cerec multilayer bridge with the CAD-on method. *Int J Comput Dent.* 2011;14:33-45.
- 128.** Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the restoration of

cemented gold castings. *J Prosthet Dent* 1961;11:487-502.

129. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. The concept of parallelism of axial walls. *J Prosthet Dent* 1969;22:346-253.

130. Weed RM, Baez RJ. A method for determining adequate resistance form of complete cast crown preparations. *J Prosthet Dent* 1984;52:330-334.

131. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res.* 1974;53:859-66.

132. Shillingburg HT, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain fused to metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1973;29:276-284.

133. Reeves WG. Restorative margin placement and periodontal health. *J Prosthet Dent.* 1991;66:733-736.

134. Kurbad A. Clinical aspects of all-ceramic CAD/CAM restorations. *Int J Comput Dent.* 2002;5:183-197

135. Boudrias P. The yttrium tetragonal zirconia polycrystals(Y-TZP) infrastructure: The new chapter in the search for metal framework replacement. *J Dent Quebec.* 2005;42:172-176.

136. Gergo Mitov, Yana Anastassova-Yoshida, Frank Phillip Nothdurft, Constantin von See, Peter Pospiech. Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:30–36.

137. Raigrodski AJ. Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2003;15:469-476.

138. Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J* 2005;173:61-69.

139. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1986;56:416-421.

140. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton D.R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.* 1999;81:135-141.

141. Wilcox LR, Diaz-Arnold A. Coronal microleakage of permanent lingual access restorations in endodontically treated anterior teeth. *Journal of Endodontics,* 1989;15:584–587.

- 142.** O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Yayıncılık. 2002;35: 143-146.
- 143.** Kümbüloğlu Ö, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. Int. J. Prosthodont. 2004;17:357-363.
- 144.** Özcan. M, Valandro LF, Amaral R, Leite F. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. Dental Materials. 2009;25:1477-1483.
- 145.** Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peill CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium oxide partially stabilized zirconia. Journal of Biomedical Materials Research. 1989;23:45-61.
- 146.** Didier D, Spreafico R. Adhesive metal-free restorations. Quintessence Yayıncılık, 1997:192-197.
- 147.** Gladwin M, Bagby M. Clinical Aspects of Dental Materials, 1st ed. Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia. 2000:44.
- 148.** Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. E.Ü. Dişhek. Fak. Derg. 2006;27:117-124.
- 149.** Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, AÜ Basımevi, Ankara. 1993;93-200.
- 150.** Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials, W.B. Saunders Company, 9th Edition, Philadelphia, 1991:275-474.
- 151.** Kümbüloğlu Ö, Lassila LVJ, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics, J. Oral Rehab. 2005;32: 128-133.
- 152.** Barghi N. Enhancing the esthetics of porcelain veneers with luting resin. Compendium. 1998;10:1-10.
- 153.** Uludağ B. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği. TDB dergisi. 2002;66:33-39.
- 154.** Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of literature. J. Prosthet. Dent. 2003;89:268-274.
- 155.** Davidson CL. Operatif diş hekimliğinde gelişmeler, geleceğe meydan okumak. Quintessence yayıncılık, 2006:161-172.

- 156.** Allen EP, Bayne SC, Becker IM, Donovan TE, Hume WR, Kois JC. Annual review of selected dental literature: report of committee on scientific investigation of the American Academy of restorative dentistry. *J. Prosthet. Dent.* 1999;82:27-66.
- 157.** Üşümez 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;90:24-27.
- 158.** Ferrari M, Vichi A, Feilzer A. Operatif diş hekimliğinde gelişmeler, güncel pratik uygulamalar. Quintessence yayıncılık, 2006;1:95-107.
- 159.** Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi, Ankara, 2000:20-57.
- 160.** Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler AÜ Basımevi, Ankara, 2004:248.
- 161.** Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook D. Ceramic Veneers, Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Quintessence Yayıncılık. 1994:241-291.
- 162.** Oguiyinka A. The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *J. Oral Rehabil.* 2000;27:394-402.
- 163.** Christensen GJ. Seating non-metal crowns or fixed partial dentures with resin cement. *J. Am. Dent. Assoc.* 1998;129:239-241.
- 164.** El-Mowafy OM, Rubo MH, El-Bradley WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper. Dent.* 1999;24:38-44.
- 165.** O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection, 3rd ed. Canada, Quintessence, 2002:132-146.
- 166.** Gargari M, Gloria F, Napoli E, Pujia A.M, Zirconia: cementation of prosthetic restorations. Literature review, *Oral implantol.* 2010;3:25-29.
- 167.** Matinlinna JP, Heikkinen T, Ozcan M, Lassila LV, Vallittu PK. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater.* 2006;22:824-831.
- 168.** Euan R, Figueras-Álvarez 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.
- 169.** Asapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2013;109:226-233.

- 170.** Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 2000; 84: 492-498.
- 171.** Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90:459-464.
- 172.** Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for placement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int. Dent. J.* 2000;50:361-366.
- 173.** Holmes RJ, Bayne CS, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62:405-408.
- 174.** Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent.* 1990;64:18-24.
- 175.** Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater.* 2013;29:174-80.
- 176.** Goodarche CJ, Bernal G, Rungcharassaenge K., Kan JYK. Clinical complication in fixed prosthodontic. *J Prosthet Dent.* 2003;90: 31-41.
- 177.** Goodarche CJ, Bernal G, Rungcharassaenge K, Kan JYK. Clinical complication in fixed prosthodontic. *J Prosthet Dent.* 2003;90: 31-41.
- 178.** Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-coping on chamfer preparations. *J. Oral. Rehabil.* 2005;32:441- 447.
- 179.** Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent.* 1991; 65: 436-422.
- 180.** 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.
- 181.** Anusavice K.J.: *Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement.* Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 1989.
- 182.** Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 2000;84: 492-498.
- 183.** Carranza F.A., Newman M.G.: *Clinical Periodontology,* W.B. Saunders Company. Pennsylvania, 1996.
- 184.** Mc Lean J. W. *The Science and Art of Dental Ceramics Vol I.* Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo 1980.
- 185.** Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 2000;84: 492-498.

- 186.** Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör 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
- 187.** Ryge G. Clinical criteria. *Int. Dent. J.* 1980;30:347-358.
- 188.** Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed 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: 237-244.
- 189.** Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconium veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006;22: 857-863.
- 190.** Silva NR, Bonfante EA, Zavanelli RA, Thompson VP, Ferencz JL., Coelho PG. Reliability of metallo-ceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res,* 2010;89:1051-1056.
- 191.** Silva NR., Bonfante EA., Zavanelli RA., Thompson VP., Ferencz JL., Coelho PG. Reliability of metallo-ceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res,* 2010;89: 1051-1056.
- 192.** Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. 2012;107:170-177.
- 193.** 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.
- 194.** Rekow ED, Silva N, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics challenges for improvements. *J Dent Res* 2011;90:937–952.
- 195.** Monaco C, Caldari M, Scotti R. Clinical evaluation of 1,132 zirconia-based single crowns: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont* 2013;26:435-442.
- 196.** Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 2013;110:14–20.
- 197.** Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3 year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-693.

- 198.** Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012;107:170-177.
- 199.** 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.
- 200.** Stawarczyk B, Özcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater.* 2011;27:1045-1053
- 201.** Sjölin R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent.* 1999;2:197- 207.
- 202.** Al-Amleh, B, Lyons, K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37:641–652.
- 203.** Yihong L, Hailan F, Yiwang B, Yan Q, Ning, X, Zhijian, S. Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. *Journal of the European Ceramic Society.* 2010;30:1297-1305.
- 204.** Saito A, Komine F, Blatz, MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent,* 2010;104:247-257.
- 205.** Kuriyama S, Terui Y, Higuchi D, Goto D, Hotta Y, Manabe A, Takashi Miyazaki. Novel fabrication method for zirconia restorations: Bonding strength of machinable ceramic to zirconia with resin cements, *Dent Mater J,* 2011;30:419-424.
- 206.** Guess PC, Bonfante EA, Coelho P, Ferencz JL, Silva NR. All ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am* 2011;55:333-52.
- 207.** 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.
- 208.** Burgess J, Janyavula S, Lawson NC, Lucas TJ, Cakir D. Enamel wear opposing polished and aged zirconia. *Oper Dent* 2014;39:189-94.
- 209.** Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD–CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;61:328–333.

- 210.** de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2015;114:59–66.
- 211.** 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.
- 212.** Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, vd. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J* 2015;34:910–917.
- 213.** Lee K, Yeo In. Effects of Computer-Aided Manufacturing Technology on Precision of Clinical Metal-Free Restorations, *BioMed Research Int.* 2015.
- 214.** Griffin Jr J. Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry Today* 2013;32:124-126.
- 215.** Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica* 2015;73:602-608.
- 216.** Jang GW, Kim HS, Choe HC, Son MK. Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Eng* 2011;10:1556-1560.
- 217.** Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014;112:770
- 218.** Wöstmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M. Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. *J Dent*, 2008;36:508-512.
- 219.** 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.
- 220.** 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.
- 221.** Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 2012;28:449–456.
- 222.** Wang F, Chen J-H, Wang H. Surface roughness of a novel dental porcelain following different polishing procedures. *Int J Prosthodont.* 2009;22:178-180.

- 223.** Huang C, Kei LH, Wei SH, et al. The influence of hygroscopic expansion of resin-based restorative materials on artificial gap reduction. *J Adhes Dent.* 2002;4:61-71.
- 224.** 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.
- 225.** 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.
- 226.** 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.
- 227.** 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
- 228.** 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.
- 229.** 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.
- 230.** Calvert G. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. *British Dental Journal.* 2010;209-299.
- 231.** Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating glassinfiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent.* 1993; 71: 453-461.
- 232.** Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent. Mater.* 1998;14:64-71.
- 233.** 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.
- 234.** 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. *Journal of Oral Science* 2012;54:39-46.
- 235.** Swift EJ Jr. . New Adhesives Resins. A Status Report for the American Journal of Dentistry. *Am. J. Dent.* 1989; 2:258-260.

- 236.** 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. *Dental Materials*. 2010;26:751-760.
- 237.** Aboushelib M N, Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J. Adhes. Dent*. 2011;13:255-260.
- 238.** Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J. Prosthodont*. 2010;19:340-346.
- 239.** 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.
- 240.** Külünk S., Külünk T., Ural C., Kurt M., Baba S. (2011). Effect of air abrasion particles on the bond strength of adhesive resin cement to zirconia core. *Acta Odontol. Scand*. 2011; 69:88-94.
- 241.** Akyıl MS, Uzun IH, Bayındır F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating and laser irradiation. *Photomed. Laser Surg*. 2010;28:801-808.
- 242.** Monaco C., Cardelli P., Scotti R., Valandro L.F. 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.
- 243.** Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent. Mater*. 2010;26:44-50.
- 244.** 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. *Journal of Prosthodontics*. 2011;20:84-92.
- 245.** Fradeani M, Aquilano A, Corrado M. Clinical Experience with In-Ceram Spinell Crowns: 5-Year Follow-up. *Int. J. Periodontics Restorative Dent*, 2002;22:525-533.
- 246.** Lövgren R, Andersson B, Carlsson GE, Ödman P. Prospective clinical 5-year study of ceramic-veneered titanium restorations with procera system. *J. Prosthet. Dent*. 2000;84:514-521.
- 247.** Türkoğlu P, Bultan Ö, Öngül D. Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *İstanbul Üni Diş Hek Fak Derg* 2010;44:45-53.
- 248.** Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.

- 249.** 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.
- 250.** Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21:476-482.
- 251.** Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1994;73:1824-1832.
- 252.** Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruíz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *J Clin Exp Dent* 2014;6:66-73.
- 253.** Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. 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 Odontol Scand* 2014;72:145-53.
- 254.** Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. *J Prosthodont* 2012;215:363-369.
- 255.** 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-

EKLER

Form 1: Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

LÜTFEN DİKKATLİCE OKUYUNUZ!

Bu çalışmaya katılmak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmada yer almayı kabul etmeden önce çalışmanın ne amaçla yapılmak istendiğini anlamanız ve kararınızı bu bilgilendirme sonrası özgürce vermeniz gerekmektedir. Size özel hazırlanmış bu bilgilendirmeyi lütfen dikkatlice okuyunuz, sorularınıza açık yanıtlar isteyiniz.

ÇALIŞMANIN AMACI NEDİR?

Çalışmanın amacı 2016 yılında yapılacak tek parça, tabakasız zirkonya kaplama (monolitik zirkonya kron) veya porselen ile kaplanmış iki tabakalı zirkonya kaplamanın(porselen ile veneerlenmiş zirkonya kron) uygulanması ve klinik takibinin yapılmasıdır.

KATILMA KOŞULLARI NEDİR?

Bu çalışmaya dâhil edilebilmeniz için 2016 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda posterior bölgeye tabakasız zirkonya kaplama(monolitik zirkonya kron) veya porselen ile kaplanmış iki tabakalı zirkonya kaplama (porselen ile veneerlenmiş zirkonya kron) gereksiniminiz olmalıdır.

NASIL BİR UYGULAMA YAPILACAKTIR?

Çalışma kapsamında tabakasız zirkonya kaplama(monolitik zirkonya kron) veya porselen kaplanmış iki tabakalı zirkonya kaplama(porselen ile veneerlenmiş zirkonya kron) uygulanacak, kontrolleri 6 aylık periyotlarla toplam 2 yıl sürede gözle ve el aletleriyle yapılacak, ağız içi fotoğraflarınız alınacaktır(FDI kriterlerine göre).

SORUMLULUKLARIM NEDİR?

Araştırma ile ilgili olarak uygulanan araştırma şemasına özen gösterme, araştırmacının önerilerine uyma, Bu koşullara uymadığımız durumlarda araştırmacı sizi uygulama dışı bırakabilme yetkisine sahiptir.

KATILIMCI SAYISI NEDİR?

Araştırmada toplamda 40 hastada 40 arka bölgede yer alan diş takip edilecektir.

KATILIMIM NE KADAR SÜRECEKTİR?

Bu araştırmada yer almanız için öngörülen süre dört kontrol randevusu ve iki yıl kadardır.

ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI YARAR NEDİR?

Bu araştırmada sizin için beklenen yararlar, tabakasız zirkonya kaplama(monolitik zirkonya kron) veya porselen ile kaplanmış iki tabakalı zirkonya kaplama(porselen ile tabakalı zirkonya kron) gereksinimizin karşılanmasıdır. Dişleriniz olguya en uygun şekilde kaplanacak ve klinik takiplerle kronların başarısının değerlendirilecektir.

ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI RİSKLER NEDİR?

Çalışmaya katılmanızın herhangi bir riski yoktur.

ARAŞTIRMA SÜRECİNDE BİRLİKTE KULLANILMASININ SAKINCALI OLDUĞU BİLİNER İLAÇLAR/BESİNLER NELERDİR?

Çalışma süresince birlikte kullanımının sakıncalı olduğu herhangi bir ilaç ya da besin yoktur.

HANGİ KOŞULLARDA ARAŞTIRMA DIŞI BIRAKILABİLİRİM?

Kontrol seansına gelmemeniz gibi nedenlerle doktorunuz sizin izniniz olmadan sizi çalışmadan çıkarabilir.

HERHANGİ BİR ZARARLANMA DURUMUNDA YÜKÜMLÜLÜK/SORUMLULUK KİMDEDİR VE NE YAPILACAKTIR?

Araştırmaya bağlı bir zarar söz konusu değildir.

ARAŞTIRMA SÜRESİNCE ÇIKABİLECEK SORUNLAR İÇİN KİMİ ARAMALIYIM?

Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 0534 725 7443 numaralı telefondan Dt. İnan Anıl ÖZDEMİR'e başvurabilirsiniz.

ÇALIŞMA KAPSAMINDAKİ GİDERLER KARŐILANACAK MIDIR?

Çalışma kapsamında SGK(Sosyal Güvenlik Kurumuna) rutin katılım payı ile devletin karşıladığı kaleme girmeyen zirkonya laboratuvar ücreti dışında herhangi bir gider söz konusu değildir. Hastalarımızın kontrolleri rutin muayene kapsamında olacaktır.

ÇALIŞMAYA KATILMAM NEDENİYLE HERHANGİ BİR ÖDEME YAPILACAK MIDIR?

Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır.

ARAŞTIRMAYA KATILMAYI KABUL ETMEMEM VEYA ARAŞTIRMADAN AYRILMAM DURUMUNDA NE YAPMAM GEREKİR?

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; reddetme veya vazgeçme durumunda bile sonraki bakımınız garanti altına alınacaktır. Uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle isteğiniz dışında ancak bilginiz dâhilindetarafımızca araştırmadan çıkarabilirsiniz. Bu durumda da sonraki bakımınız garanti altına alınacaktır.

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

KATILMAMA İLİŞKİN BİLGİLER KONUSUNDA GİZLİLİK SAĞLANABİLECEK MİDİR?

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

ÇALIŞMAYA KATILMA ONAYI:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri gösteren 3 sayfalık metni okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyorum ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. Bu formu imzalamakla yerel yasaların bana sağladığı hakları kaybetmeyeceğimi biliyorum.

Bu formun imzalı ve tarihli bir kopyası bana verildi.

GÖNÜLLÜNÜN		İMZASI
ADI		
SOYADI		
ADRESİ		
TEL.		
FAKS		
TARİH		

VELAYET VEYA VESAYET ALTINDA BULUNANLAR İÇİN VELİ VEYA VASİNİN		İMZASI
ADI SOYADI		
ADRESİ		
TEL. FAKS		
TARİH		

AÇIKLAMALARI YAPAN ARAŞTIRICININ		İMZASI
ADI SOYADI	Dt. İnan Anıl ÖZDEMİR	
TARİH		

RIZA ALMA İŞLEMİNE BAŞINDAN SONUNA KADAR TANIKLIK EDEN KURULUŞ GÖREVLİSİNİN		İMZASI
ADI SOYADI		
GÖREVİ		
TARİH		

ÖZGEÇMİŞ

23.09.1991 tarihinde İstanbul'da doğdum. 2005 yılında Çapa İlköğretim Okulu'nu tamamlayıp ve İstek Vakfı Kaşgarlı Mahmut Fen Lisesi'ni tam burslu olarak kazandım.2009 yılında lise eğitimimi tamamlayıp Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girmeye hak kazandım. 2015 yılında üniversiteden mezun olup yine aynı yıl Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı'nı kazanarak ilk tercihim olan Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Ocak 2016'da eğitimime başladım.

Elektronik posta adresim: inananil@gmail.com

