

T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAD/CAM ZİRKONYA DESTEKLİ RESTORASYONLARIN
KLİNİK VE PROTETİK BAŞARI ORANLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ: RETROSPEKTİF ÇALIŞMA**

EMİNE NİSA ÖZDİL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr.Öğr. Üy. M. Esad GÜVEN

KONYA 2020

T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAD/CAM ZİRKONYA DESTEKLİ RESTORASYONLARIN
KLİNİK VE PROTETİK BAŞARI ORANLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ: RETROSPEKTİF ÇALIŞMA**

EMİNE NİSA ÖZDİL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr.Öğr. Üy. M. ESAD GÜVEN

KONYA 2020

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi **Emine Nisa Özdil**’ in “**Cad/Cam Zirkonya Destekli Restorasyonların Klinik Ve Protetik Başarı Oranlarının Değerlendirilmesi: Retrospektif Çalışma**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

KONYA / 29. 12. 2020

Tez Danışmanı/ Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üy. M. Esad GÜVEN

Necmettin Erbakan Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi

İmzası

Jüri Üyesi / Başkan

Dr.Öğr. Üy. Işıl Turp

Bezmialem Vakıf Üniversitesi

İmzası

Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üy. E. Begüm Büyükerkmen

Necmettin Erbakan Üniversitesi

İmzası

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD Akademik Kurulunun / / tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

İmzası

APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “*Evaluation of Clinical Performance and Prosthetic Success Rates of Cad / Cam Zirconia Restorations: A Retrospective Study*” by “*Emine Nisa Özdil*” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of **Master of Science** in the Department of Prosthodontistry, Faculty of Dentistry, University of Necmettin Erbakan.

Konya, Turkey / 29.12.2020

Supervisor/ J Examination Committee Member

Assist Prof. Dr. M. Esad GÜVEN

University of Necmettin Erbakan, Faculty of Dentistry

Signature

J Examination Committee/ Chairman

Assist Prof. Dr. Işıl Turp

Bezmialem Vakıf University

Signature

Examination Committee Member

Assist Prof. Dr. E. Begüm

Büyükerkmen

Necmettin Erbakan University

İmzası

This thesis has approved for the Necmettin Erbakan University, Faculty of Dentistry.

Dean

Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Date and Signature

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve beceri kazanmamda sonsuz katkısı olan, tezimin başından sonuna kadar tüm süreçte bilgisini ve desteğini esirgemeyen, değerli hocam ve tez danışmanım, **Dr. Öğr. Üy. Mehmet Esad GÜVEN**' e en derin minnet duygularıyla teşekkür ederim.

Mesleğime karşı ilgimi ve ufkumu arttıran, her fırsatta tecrübelerini paylaşan ve desteğini hissettiren sevgili **Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ** hocama;

Tezime olan katkılarından dolayı değerli **Dr. Öğr. Üy. Işıl TURP** hocama;

Uzmanlık eğitimim süresince beraber çalışmaktan büyük keyif aldığım, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim görevlileri; **Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR**, **Dr. Öğr. Üy. Emine Begüm BÜYÜKERKMEN**, **Dr. Öğr. Üy. Ceyda AKIN** ve **Dr. Öğr. Üy. Mehmet Gökberkkaan DEMİREL** ve sevgili çalışma arkadaşlarım **Dt. Neslihan GÜNTEKİN** ve **Dt. Ayça İpek KAHAR**' a;

Uzmanlık eğitimimizin tanışmamıza vesile olduğu, dostluğu ile her anımda yanımda olan, hem çalışma arkadaşım hem kızkardeşim bildiğim canım dostum, **Dt. Nilgün GÜLBAHÇE YEŞİLYURT**' a;

Bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, emeklerini hiçbir zaman ödeyemeyeceğim, destekleri ve dualarıyla her zaman arkamda olan, canım annem ve babam, **Niğmet ÖZDİL** ve **Ahmet ÖZDİL**' e ve cınım kardeşlerim **Ali Hikmet**, **Ayşenur** ve **Musa Yasin ÖZDİL**' e;

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMLE...

BEYANAT

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

29.12.2020

Emine Nisa ÖZDİL

İmzası

%9	%2	%1	%8
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Marmara University Öğrenci Ödevi	%6
2	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	%1
3	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
4	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<%1
5	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
6	www.siristat.com İnternet Kaynağı	<%1
7	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
8	Submitted to Karadeniz Teknik University Öğrenci Ödevi	<%1

İçindekiler

TEZ ONAY SAYFASI	iii
APPROVAL	ii
ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR	ii
BEYANAT	iii
<i>İçindekiler</i>	v
<i>Tablolar Listesi</i>	vii
<i>Şekiller Listesi</i>	ix
<i>Kısaltmalar Listesi</i>	x
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiv
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER	3
2.1Dental Tam Seramikler.....	3
2.1.1 Cam- Matrix Seramikler.....	5
2.1.2 Polikristalin Seramikler.....	7
2.1.3 Rezin Matriks Seramikler.....	10
2.2Zirkonya Seramikler.....	11
2.2.1 Zirkonyanın Yapısal, Kimyasal ve Mekanik Özellikleri.....	12
2.2.2 Zirkonya Jenerasyonları.....	17
2.2.3 Zirkonya Restorasyonlarla İlgili Klinik Özellikler.....	21
2.3Tam Seramik Restorasyonlar İçin Diş Preperasyonu.....	26
2.3.1 Preparasyon Prensipleri.....	26
2.3.2 Marjinal Bitim Tipinin Periodontal Dokular Üzerine Etkileri.....	34
2.4Restorasyonların Klinik Değerlendirilmesinde Kullanılan Sistemler.....	37
2.4.1 Periodontal Değerlendirme İçin Kullanılan İndeksler.....	38
2.4.2 Protetik Değerlendirmeler İçin Kullanılan İndeksler.....	39
3 GEREÇ VE YÖNTEM	50
3.1Hasta Seçimi.....	50
3.2Dişlerin Preparasyonu, Restorasyonların Hazırlanması Ve Simantasyon.....	52
3.3Restorasyonların Modifiye USPHS Kriterlerine Göre Değerlendirilmesi.....	57
3.4Restorasyonların Periodontal Olarak Değerlendirilmesi.....	57
3.5İstatistiksel Analiz.....	58
4 BULGULAR	59
4.1Protetik Değerlendirme Bulguları.....	59

4.1.1	Restorasyonların Marjinal Bitim Sınırına Göre Protetik Değerlendirmeler	63
4.1.2	Restorasyon Tipine Göre Protetik Değerlendirmeler	65
4.1.3	Restorasyon Altyapı Tipine Göre Protetik Değerlendirmeler	68
4.2	Periodontal Değerlendirmeler	70
4.2.1	Restorasyonların Marjinal Bitim Sınırına Göre Periodontal Değerlendirmeler	70
4.2.2	Restorasyon Tipine Göre Periodontal Değerlendirmeler	71
4.2.3	Altyapı Tipine Göre Periodontal Değerlendirmeler	73
5	TARTIŞMA	74
5.1	Protetik Değerlendirmeler	74
5.2	Periodontal Değerlendirmeler	87
6	SONUÇLAR	91
7	KAYNAKLAR	92

Tablolar Listesi

Tablo 2. 1 Tam seramiklerin özellikleri ve kullanım endikasyonları.....	11
Tablo 2. 2 Zirkonyum metalinin mekanik özellikleri	12
Tablo 2. 3 Sıklıkla kullanılan marjinal bitim sınırlarının avantaj ve dezavantajları (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.), (Bizim de çalışmamızda kullandığımız marjin tipleri * ile işaretlenmiştir.)	32
Tablo 2. 4 Gingival İndeks Kriterleri (Löe ve Silness)	39
Tablo 2. 5 Plak İndeksi Kriterleri.....	39
Tablo 2. 6 CDA klinik değerlendirme kriterleri.....	43
Tablo 2. 7 CDA Kriterleri	44
Tablo 2. 8 FDI estetik klinik değerlendirme kriterleri	46
Tablo 2. 9 FDI fonksiyonel değerlendirme kriterleri	47
Tablo 2. 10 FDI biyolojik değerlendirme kriterleri.....	48
Tablo 3. 1 Restorasyonlara ait veriler	51
Tablo 3. 2 Dayanak Diş Sayısının Marjinal Bitim Sınırlarına Göre Dağılımı	52
Tablo 3. 3 Restorasyon tipine göre restorasyonların dağılımı	52
Tablo 3. 4 Restorasyonların altyapı tipine göre dağılımı	52
Tablo 3. 5 Kullanılan Zirkonya Blokların Materyal Özellikleri	54
Tablo 3. 6 Vita VM-9 için fiziksel özellikler	55
Tablo 3. 7 Silness ve Loe Gingival İndeksi	57
Tablo 3. 8 Silness ve Loe Plak İndeksi	58
Tablo 4. 1 Örnek hasta değerlendirme tablosu.....	61
Tablo 4. 2 Restore edilen dayanak dişlerin marjinal bitim tipine göre modifiye USPHS kriterlerinde aldıkları skorların dağılımı.	62
Tablo 4. 3 Restorasyonların restorasyon tipine göre modifiye USPHS kriterlerinden aldıkları skorların yüzdesi	63
Tablo 4. 4 Restorasyonların altyapı tipine göre modifiye USPHS kriterlerinden aldıkları skorların yüzdesi	63
Tablo 4. 5 Horizontal ve Feather edge Gruplarının Protetik Değerlendirmelerinin Karşılaştırılması (Mann-Whitney U test) (Grup değişkeni: 2; (p<.05) olanlar işaretlenmiştir.)	64
Tablo 4. 6 F, S ve C marjin gruplarının protetik değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması (One-way Anova, Post-hoc Tamhane's test) (p< 0,05 anlamlılık düzeyinde karşılaştırılmıştır.)	65
Tablo 4. 7 Horizontal ve Feather Edge Marjin Tipinin Restorasyonun Protetik Değerlendirme Sonuçlarının Karşılaştırılması (Mann whitney u test)	65

Tablo 4. 8 Kaplan- Meier sağkalım analizi	66
Tablo 4. 9 Restorasyon tipine göre sağkalım tablosu ($p>0,05$) (Kaplan- Meier anlamlılık testleri)	66
Tablo 4. 10 Restorasyon Tipinin (TKR-KR) Restorasyonun Protetik Değerlendirme Sonuçlarının Karşılaştırılması (Mann- whitney U test) (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir ($p<.05$))	67
Tablo 4. 11 Farklı marjinal bitim tipine sahip kron ve köprü restorasyonlarının protetik sonuçlarının değerlendirilmesi (One-way Anova, Post-hoc Tamhane's test).....	67
Tablo 4. 12 Restorasyonlarda görülen toplam altyapı kırığının altyapı tipine göre dağılımı.....	68
Tablo 4. 13 Altyapı tipine göre ortalama sağ kalım süreleri	68
Tablo 4. 14 Kaplan- Meier gruplar arası karşılaştırma sonuçları.....	68
Tablo 4. 15 Altyapı tipine göre ortalama Kaplan- Meier sağkalım grafiği.....	69
Tablo 4. 16 Altyapı tipine göre restorasyonun protetik değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması (Mann-whitney U test-Wallis Test) (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir ($p<.05$))	69
Tablo 4. 17 Restorasyonların altyapı tipine göre modifiye USPHS kriterlerinden aldıkları skorların yüzdesi	70
Tablo 4. 18 Horizontal ve feather edge marjinal bitim tiplerine göre restorasyonların periodontal olarak değerlendirilmesi (Kruskall- Wallis Test) (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir ($p<.05$))	70
Tablo 4. 19 Marjinal bitim tiplerine göre restorasyonların periodontal olarak değerlendirilmesi (One-way Anova, Post hoc Tamhane's test).....	71
Tablo 4. 20 Restorasyon tiplerine göre periodontal değerlendirilmeler (Kruskall- Wallis Test) Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir ($p<.05$).....	71
Tablo 4. 21 Marjin tipi ve restorasyon tipine göre restorasyonların periodontal değerlendirilmesi (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir ($p<.05$))	73
Tablo 4. 22 Altyapı Tipine Göre Restorasyonların Periodontal Olarak Değerlendirilmesi (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir ($p<.05$))	73

Şekiller Listesi

Şekil 2. 1 (1.) ve (2.) nesil zirkonyayı oluşturan tanecikler	19
Şekil 2. 2 a) Monokromatik ve çok tabakalı zirkonya kronlar b) plakalar (Stawarczyk ve ark. 2017)	21
Şekil 2. 3 Rosenstiel' a göre Preparasyon Prensipleri	27
Şekil 2. 4 Chamfer basamak dizaynı (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.)	30
Şekil 2. 5 a) Deep chamfer dizayn b) 90 derecelik sınır oluşturma (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.)	30
Şekil 2. 6 Shoulder basamak (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.)	30
Şekil 2. 7 a) Radyal shoulder dizayn b) 90 derecelik sınır oluşturma (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.)	31
Şekil 2. 8 Feather-Edge Preparasyon (Vertikal Preparasyon), Chamfer Preparasyon (Horizontal Preparasyon) ve Shoulder Preparasyon (Horizontal Preparasyon) (Beuer ve ark. (2008) 'nın çalışmasından değiştirilerek alınmıştır.)	35
Şekil 3. 1 Protetik Diş Tedavisi kliniğimizde kullanılan Dental Wings model tarama cihazı	53
Şekil 3. 2 Kliniğimizde kullandığımız D15; Yenadent Kazıma cihazımız	53
Şekil 3. 3 Kliniğimizde kullanılan bazı zirkonya bloklar	54
Şekil 3. 4 Kliniğimizde kullanılan sinter cihazı, TegraSpeed	55
Şekil 3. 5 VITA VM-9 Porselen tozları	56
Şekil 3. 6 Kliniğimizde kullanılan porselen fırını	56
Şekil 5. 1 Horizontal marjin bitimine sahip veerli tek kron restorasyonunda görülen desimantasyon	76
Şekil 5. 2 Bazı restorasyonlarda görülen veneer porselen chippingleri	76
Şekil 5. 3 4 üyeli veneerlenmiş zirkonya destekli sabit köprü restorasyonunda meydana gelen altyapı kırığı	78

Kısaltmalar Listesi

%: Yüzde

ADA: American Dental Association

Al₂O₃: Aliminyum Oksit

Ark.: Arkadaşları

ATZ (AGZ): Aluminayla Güçlendirilmiş Zirkonya

°C: Santigrat derece

C: Chamfer marjin

c: kübik faz zirkonya

CaO: Kalsiyum Oksit

CDA: Californian Dental Association

Ce-TZP: Seryum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri

DLP/ DIİ: Dijital Işık İşleme

DSB: Düşük Sıcaklıkta Bozunma

E: Elastik modülü

FDI: World Dental Federation

FE/ F: Feather edge marjin

GI: Gingival İndeks

GPa: Gigapaskal

H: Horizontal marjin

HT- HTML: High Translucency- High Translucent Multi Layer

KR: Köprü restorasyonları

K₂O: Potasyum oksit

KT: Kırılma tokluğu

m: monoklinik faz zirkonya

M: Monolitik

MgO: Magnezyum oksit

Mg-PSZ: Magnezyumla parsiyel stabilize edilmiş zirkonya

MgAl₂O₄: Magnezyum aluminat

MI: Myokart enfarktüsü

Na₂O: Sodyum Oksit

OKS: Obsesif Kompulsif Semptom

PI: Plak İndeksi

PPI: Protein Pompa İnhibitörleri

S: Shoulder
SiO₂: Silikon Dioksit
SK: Sondlamada Kanama
SLA: Stereolitografi
SPP: Sabit Parsiyel Protezler
SSRI: Selektif Serotonin Reuptake İnhibitörleri
t: tetragonal faz zirkonya
TKR: Tek Kron Restorasyonları
T-M: Tetragonalden Monokliniğe Faz Dönüşümü
TSZ: Tam Stabilize Zirkonya
TZP: Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
USPHS: United States Public Health Service
UT-UTML: Ultra Translucency- Ultra Translucent Multi Layer
V: Veneerli zirkonya
Y⁺³: Yttriyum katyonu
Y₂O₃: Yttriyum oksit
YSZ: Yarı Stabilize Zirkonya
Zr⁺⁴: Zirkonyum katyonu
Zr-O-Zr: Zirkonyum- Oksijen- Zirkonyum bileşiği
Zr-OH: Zirkonyum- OH bileşiği
ZrO₂: Zirkonyum Oksit
ZrSiO₄: Zirkon
ZTA/ ZGA: Zirkonyumla Güçlendirilmiş Alumina

ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

CAD/CAM ZİRKONYA DESTEKLİ RESTORASYONLARIN KLİNİK VE
PROTETİK BAŞARI ORANLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ:
RESTROSPEKTİF ÇALIŞMA

Emine Nisa Özdil

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2020

Amaç: Bu klinik retrospektif çalışmanın amacı, farklı marjinal bitim tipleriyle hazırlanmış veneerli veya monolitik zirkonya destekli köprü ve tek kron restorasyonların sağkalım oranlarını, klinik başarılarını ve komplikasyonlarını, periodontal ve protetik durumlarını değerlendirmektir. **Materyal-Metod:** Çalışmamıza, Diş Hekimliği Fakültemiz Protetik Diş Tedavisi Kliniği' ne Nisan 2018-Aralık 2019 yılları arasında başvuran 20- 65 yaş aralığında 108 hasta ve CAD/CAM cihazı ile üretilen 214 zirkonya destekli restorasyon dahil edilmiştir. Gözlem süresi 9-26 ay aralığında olup ortalama 18 aydır. Klinik protetik değerlendirmeler modifiye USPHS kriterleriyle, periodontal değerlendirmeler gingival indeks (Gİ), sondlamada kanama (SK), plak indeksi (Pİ) ve sondlanabilir cep derinliği skorlarıyla yapılmıştır. Elde edilen veriler IBM SPSS for Windows V.21 (SPSS Inc, Chicago, ABD) ile analiz edildi. Kruskal-Wallis, Mann Whitney U, bağımsız örnekler t testi, Tek-yönlü ANOVA ve Post-Hoc test olarak ise Tamhane's T2 testi uygulandı. **Sonuçlar:** Çalışmamızda, zirkonya destekli restorasyonların klinik takibinde sağkalım oranları % 97,1 olarak bulunmuştur (Kaplan- Meier). En sık karşılaşılan komplikasyonlar teknik komplikasyonlar olup en sık görülen komplikasyon da % 4,7 ile veneer seramiğin chippingidir (n=10). Toplam komplikasyon oranı % 9,8; teknik komplikasyon oranı % 7; biyolojik komplikasyon oranı % 2,8 'dir. Başarısız olan 4 restorasyonun hepsi köprü restorasyonudur ve altyapı kırığı sebebiyle sağkalım gösterememişlerdir. Anatomik form için horizontal marjin grubu, ortalama olarak feather edge marjin grubundan anlamlı olarak daha

düşük skorlar göstermiştir ($p=,037$). Marjinal adaptasyon için feather edge grubu horizontal marjin tasarımından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük skorlar göstermiştir ($p=,001$). Restorasyon kırığı içinse en düşük skorları horizontal marjin grubu göstermiştir ($p=,038$). Anatomik form ($p=,010$) ve marjinal adaptasyon ($p=,010$) parametreleri için kron restorasyonları köprü restorasyonlarından anlamlı derecede daha yüksek skorlar göstermiştir. Kümülatif sağ kalım oranı veneerli restorasyonlar için 25. ayda $\% 99,1 \pm 0,04$; monolitik restorasyonlar için ise 25. ay sonunda ise $\% 84,3 \pm 0,131$ 'dir. Periodontal skorlar değerlendirildiğinde Gİ, SK ve Pİ kriterlerinde feather edge grubu horizontal marjin grubundan anlamlı derecede daha yüksek sonuçlar göstermiştir (Gİ için $p=,00$; SK için $p=,00$; Pİ için $p=,003$). Hem Gİ ($p=,00$) , hem Pİ ($p=,018$) hem de SK ($p=,00$) parametreleri için köprü restorasyonları kron restorasyonlarından anlamlı derecede daha yüksek skorlar göstermiştir.

Anahtar Sözcükler: zirkonya restorasyon; CAD/CAM; klinik takip; periodontal indeks

ABSTRACT

EVALUATION OF CLINICAL PERFORMANCE AND PROSTHETIC SUCCESS RATES OF CAD / CAM ZIRCONIA RESTORATIONS: A RESTROSPECTIVE STUDY

Aim: The aim of this clinical retrospective study is to evaluate the survival rates, clinical success and complications, periodontal and prosthetic status of veneered or monolithic zirconia supported fixed dental prothesis (FDPs) and single crown restorations prepared with different marginal finish line types. **Material and Methods:** 108 patients between the ages of 20-65 who applied to our Faculty of Dentistry Prosthodontics Clinic between April 2018 and December 2019 and 214 zirconia-supported restorations produced with a CAD / CAM device were included in our study. The period of observation is between 9-26 months, on average 18 months. Clinical prosthetic evaluations were made with modified USPHS criteria, periodontal evaluations with gingival index (GI), bleeding on probing (BoP), plaque index (PI) and probed pocket depth scores. The data obtained were analyzed with IBM SPSS for Windows V.21 (SPSS Inc, Chicago, USA). Kruskal-Wallis, Mann Whitney U, independent samples t test, One-way ANOVA and Post-Hoc test were used as Tamhane's T2 test. **Results:** In our study, survival rates in clinical follow-up of zirconia-supported restorations were found to be 97.1% (Kaplan-Meier). The most common complications are technical complications and the most common complication is chipping of veneer ceramic with 4.7% (n = 10). The total complication rate was 9.8%; technical complication rate 7%; biological complication rate is 2.8%. All 4 unsuccessful restorations were FDPs and did not survive due to framework fracture. For the anatomical form, the horizontal margin group showed significantly lower scores than the feather edge margin group (p =, 037). For marginal adaptation, the feather edge group showed statistically significantly lower scores than the horizontal margin design (p =, 001). The horizontal margin group showed the lowest scores for the restoration fracture (p =, 038). Crown restorations showed significantly higher scores than FDPs for anatomical form (p =, 010) and marginal adaptation (p =, 010) parameters. The cumulative survival rate for veneered restorations was $99.1 \pm 0.04\%$ at 25 months; and for monolithic restorations it is $84.3 \pm 0.131\%$ at the end of the 25th month. When the periodontal scores were evaluated,

the feather edge group showed significantly higher results than the horizontal margin group in the GI, BoP and PI criteria ($p = .00$ for GI; $p = .00$ for BoP; $p = .003$ for PI). FDPs showed significantly higher scores than crown restorations for both GI ($p = .00$), PI ($p = .018$) and BoP ($p = .00$) parameters.

Keywords: zirconia restorations; CAD / CAM; clinical follow-up; periodontal index



1 GİRİŞ

Sabit parsiyel protezler (SPP), diş eksikliklerini restore edebilmek amacıyla bitişikteki destek dişlere kalıcı olarak yapıştırılmış dental restorasyon türüdür. Konvansiyonel olarak tamamen metal veya metal destekli porselen veya tamamen seramik malzemelerle üretilebilirler (Eroğlu ve Gurbulak 2013).

Her tam kron preparasyonu, maksimum yüzey alanı, restoratif materyalin yeterli kalınlığı, diş yapısının korunması, anatomik konturların oluşturulması ve marjinal bitim sınırının uygun konumu ilkelerine göre yapılmalı, böylece belirli mekanik ve biyolojik gereksinimleri karşılayarak dişin ilk halinde restore edilebilmesini sağlamalıdır (Reitmeier ve ark. 2002, Rosenstiel ve ark. 2006). Ayrıca, restorasyonun estetik gereksinimleri de yerine getirilmelidir (Rufenacht ve Berger 1990). Bu nedenlerle, restorasyonun marjinal bitim sınırı ve şekli önem kazanmaktadır. Marjinal bitim sınırı vertikal (feather edge) veya horizontal (chamfer veya shoulder) yönde olabileceği gibi (Cagidiaco ve ark. 2019) subgingival, gingival veya supragingival seviyede de olabilmektedir (Reitmeier ve ark. 2002). Subgingival marjinlerin plağa bağlı gingival enflamasyonla ilişkili olduğu ve periodontitis için risk faktörü olduğu bilinse de (Reitmeier ve ark. 2002), klinik çalışmalarda belirli bir bitim sınırının diğerine üstünlüğü kanıtlanamamıştır (Beuer ve ark. 2008, Ercoli ve Caton 2018).

Biyouyumlulukları ve iyi estetik özellikleri sayesinde son yıllarda hem hastaların hem de hekimlerin tam seramik restorasyonlara merakı önemli ölçüde artmıştır (Kohorst ve ark. 2008, Oblak ve ark. 2014). Ayrıca 10 yıldan fazla sürelik kullanımdan sonra tam seramik restorasyonlar da, metal seramik restorasyonlar kadar iyi survive oranları göstermişlerdir ve metal seramik restorasyonlara kıyasla kademeli olarak tercih edilen bir alternatif ve öngörülebilir bir tedavi haline gelmiştir (McLean 2001, Edelhoff ve Sorensen 2002, Kelly ve Benetti 2011).

Sabit protezler için altyapı seramiklerinin geliştirilmesi, polikristalin seramik malzemelere geçişi temsil etmektedir (Kelly ve Benetti 2011). Zirkonya, sabit dental protezler için en gelişmiş polikristalin kor materyallerinden biridir ve yumuşak dokularla daha iyi entegre bir profil oluşturarak doğal dişlere daha benzer restorasyonların yapılabilmesini sağlamaktadır (Limonas ve ark. 2020).

Yttria ile parsiyel stabilize tetragonal zirkonya (Y-TZP), üstün doku uyumluluğu, üstün mukavemet, kırılma tokluğu ve hasar toleransı ile diğer dental seramiklerden farklıdır (Kosmač ve Kocjan 2012). Bununla birlikte, bu restorasyonlar tamamen komplikasyonsuz restorasyonlar değildir (Limonas ve ark. 2020). Birinci kuşak Y- TZP opak görünümü yüzünden esas olarak, altyapı malzemesi olarak kullanılmıştır ve nihai form ve estetik veneer porseleniyle elde edilmiştir (Oblak ve ark. 2017). Fakat bu seferde iki tabakalı olarak hazırlanan SPP' ler yüksek veneer kırığı insidansı göstermiştir (Belli ve ark. 2013). Veneer seramiğinin chippingi bu restorasyonlar için en yaygın görülen komplikasyondur, bunu altyapının kırılması takip eder (Choi ve ark. 2009).

Veneer porselenin sık chippingi ve translusens zirkonya seramiklerinin geliştirilmesi, monolitik zirkonya seramik restorasyonlarına yönelimi arttırmıştır (Oblak ve ark. 2017). Monolitik zirkonya seramik sistemleri, cam - seramik ve veneerli zirkonya seramik restorasyonlardan daha yüksek dayanıklılık, daha konservatif diş preparasyonu, yüksek hassasiyet ve tam bilgisayar destekli üretim avantajlarına sahiptir. Öte yandan son yirmi yılda yeni dental seramik malzemeler ve çağdaş bilgisayar destekli teknikler dental uygulamalar rutinine başarıyla dahil edilmiştir (Gjurin ve ark. 2019).

Monolitik zirkonya restorasyonları 2010'dan beri popülerlik kazanmış olsa da, veneerlenmiş zirkonya destekli SPP' ler yaygın olarak kullanılmaktadır (Limonas ve ark. 2020). Bizim bu çalışmadaki amacımız, hem nispeten uzun bir süredir kullanımda olan veneerlenmiş zirkonya destekli hem de nispeten daha yeni olan monolitik zirkonyum dioksit tek kron restorasyonları (TKR) ve köprü restorasyonları (KR) kısa dönem sonuçlarını, klinik başarı ve sağkalımı oranlarını, biyolojik, teknik ve estetik komplikasyonlarını ve periodontal uyumlarını farklı basamak tasarımlarına göre klinik olarak değerlendirmektir.

Bu retrospektif değerlendirme çalışmasında amacımız, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi'nde yapılan zirkonya destekli sabit dental kron ve köprü protezleri; marjinal bitim tipine, restorasyon tipine ve altyapı tipine göre klinik başarı ve sağkalımlarını, protetik ve periodontal parametreler kullanarak karşılaştırmaktır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Tam Seramikler

Dental seramikler, 100 den fazla yıldır estetik dişhekimliğinin dayanak noktası olmakla beraber (Gracis ve ark. 2015), son birkaç on yılda hem malzeme özellikleri hem de üretim teknikleri konusunda hızlı gelişme gösteren bir alan olmuştur (Willard ve Gabriel Chu 2018).

Seramik kelimesi, Antik Yunanca’ da:– keramikós, "çömleğe ilişkin, çömlekçilik", anlamına gelen (keramikos)'tan, o da "çömlekçi kili, pişmiş topraktan çömlek" anlamına gelen (keramos)'tan gelmektedir.

Geleneksel seramik tanımı; ‘metalik olmayan, inorganik ve yüksek derecelerde fırınlanarak istenilen özelliklerin kazandırıldığı materyaller’ (Ahlberg ve ark. 2003, Powers ve Sakaguchi 2006, Gracis ve ark. 2015) olarak yapılsa da 2013 yılında ADA bu tanımı geliştirmiş ve ‘preslenen, fırınlanan, cilalanan ya da frezlenen, ağırlıklı olarak dayanıklı inorganik bileşikler içeren materyaller’ olarak belirlemiştir (American Dental Association (ADA) 2015, Gracis ve ark. 2015).

Protez Terimler Sözlüğü’ nde 2017 yılında yapılan güncel tanımlamaya göre ise:

seramik \ sa-ram’iks \ n (1859): 1. metalik olmayan bir elementle beraber (genellikle oksijen) bir veya daha fazla metal bileşimi; termal ve elektriksel enerjiyi iletmeyen (yalıtkan), güçlü, sert ve kırılman kimyasal ve biyokimyasal olarak kararlı maddelerden oluşurlar; 2. porselen diş restorasyon yapma sanatı; örneğin, seramik restorasyonlar

porselen \ pör’sa-lın, por - \ n (Fransa’da bilinir, yaklaşık 1540): Erimeyen elementlerin düşük ısıda eriyen materyallere katılmasıyla oluşan bir seramik malzeme; çoğu dental porselen camsıdır ve protezler, pontikler ve kaplamalar için yapay dişlerin üretiminde, sabit dental protezler de dahil olmak üzere metal seramik restorasyonların yanı sıra kron, laminate kaplamalar, inleyler, onleyler gibi tam seramik restorasyonlarda kullanılır.

Piyasadaki geniş çeşitlilik ve sürekli yeni ürünlerin geliştirilmesi ve tanıtılması günümüzde klinisyenleri hangi materyali tercih edecekleri konusunda kompleks bir karar verme sürecine itmiştir. Materyal seçimi daha sıklıkla in vitro deneylerle ölçülmüş dayanıklılık, translusensi derecesi, üretim teknikleri, dental teknisyenin seçimi gibi kriterlerden etkilenmektedir. Seramiklerin sistemik bir sınıflamalarının olması iletişim ve eğitim açısından faydalıdır. İdeal bir sınıflama klinisyene hangi materyali hangi bölgede kullanacağına (anterior ya da posterior) , ne tür bir restorasyon hazırlanacağına (parsiyel ya da tek parça, kısa ya da uzun dönem) ve ne tür bir simanın kullanılacağına (adeziv ya da geleneksel siman) dair karar vermesini kolaylaştırır. Seramiklerin klinik endikasyonları, içerikleri, asitle pürüzlendirilebilmeleri, laboratuvar işlemleri, fırınlama dereceleri, mikro-yapıları, translusensileri, çatlak dayanımları ve antagonist dişte oluşturdukları aşınmalar üzerine odaklanan farklı sınıflamalar mevcuttur. Fakat bu sınıflamalar yetersiz ve yüzeysel bulunmaktadır ve yeni materyallerin sınıflamaya dahil edilmelerine izin vermemektedirler (Gracis ve ark. 2015).

Dental seramikler, sürekli gelişme ve yenilenme gösteren bir konu olduğundan materyalleri sistematize etmek, kullanım ve iletişim kolaylığı sağlamak amacıyla yapılan sınıflamalar da bu gelişmelerle beraber sürekli güncellenmektedir.

Kelly ve Benetti' nin 2011 yılında cam içeriklerine dayanarak yaptığı sınıflamaya göre seramikler; 1) ağırlıklı olarak camsı olan materyaller, 2) partikül dolduruculu camlar, 3) cam içermeyen polikristalin seramikler olarak 3 sınıfa ayrılmıştır. Fakat bu sınıflamada camsı faz içeriği net olarak bilinmediğinden 1. ve 2. grup arasında net bir ayırım yapılmamıştır. Ayrıca çeşitli firmalar tarafından, değişik endikasyonlarda estetik alternatifler olarak piyasaya sunulan, seramiğe benzer özellikler taşıdıkları için American Dental Association (ADA) tarafından “seramik” materyaller olarak kabul edilen, yüksek seramik dolduruculu “resin matriks materyalleri” bu sınıflamada yer almamıştır. Bu sebeplerle dental seramik sınıflaması, içeriklerin karakteristik özelliklerine göre Gracis ve ark. tarafından aşağıdaki şekilde güncelleme önerilmiştir (Gracis ve ark. 2015);

1. Cam-Matriks Seramikler
 - 1.1. Feldspatik Seramikler
 - 1.2. Sentetik Seramikler

ve Matinlinna 2011). Kristal faza ve translusensiye katkı sağlayarak porselendeki büzülmeyi de sınırlamaktadır (Touati ve ark. 1999, Ho ve Matinlinna 2011, Rosenstiel ve ark. 2006, Van Noort ve Barbour 2014, Darvell 2018).

Feldspatik seramikler aşırı kırılgan ve dayanıklılıkları az olmalarına rağmen (yaklaşık 60MPa) yüksek estetik özellikler göstermektedirler (McLean 1979, Binns 1983, Van Noort 2002). Bu seramikler, metal veya seramik alt yapıların üzerlerinde veneer materyali olarak ve diş yüzeyi üzerine direkt monolitik olarak uygulanmaktadır (Gracis ve ark. 2015). IPS Empress Esthetic (160mPa*), IPS Empress CAD (185 Mpa*), IPS Classic feldspatik seramiklere örnek materyallerdir.

b. Sentetik Seramikler

Doğal kaynaklara daha az bağlı kalmak amacıyla üretilen sentetik seramiklerdir.

- Lössit bazlılar (IPS Empress ~138 MPa, Finesse All Ceramic~125 MPa vs.)
- Lityum disilat ve türevleri (GC Initial LiSi, IPS e.max Press~470 MPa (biaksiyal flexural strength), IPS e.max CAD~530 MPa (biaksiyal flexural strength), Suprinity vs.)
- Floropatit bazlılar (IPS e.max Ceram, ZirPress vs.)

Kompozisyonlar üretici firmalar arasında değişse de yaygın olarak silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerirler. Camsı fazları, lössitle kombine edilebildiği gibi, metallere termal ekspansiyon uyumunu sağlamak ve dayanıklılığı geliştirmek için apatit kristalleriyle de birleştirilebilmektedir. Mekanik özellikleri geliştirmek ve altyapı malzemesi olarak kullanılabilmesini sağlamak amacıyla kristal fazı güçlendirilmiş feldspatik seramikler mevcuttur (Gracis ve ark. 2015).

c. Cam-İnfiltre Seramikler

- *Alumina*

İlk cam- infiltre materyal, slip casting yöntemiyle üretilen In-Ceram Alumina' dır. Hacimce yaklaşık olarak % 70 alümina içeren materyalin bükülme mukavemeti (flexural strength) 550 MPa' dır (Pröbster ve Diehl 1992). Yüksek

opasiteye sahip olduğundan altyapı malzemesi olarak kullanılıp üzerinin veneerlenmesi önerilmiştir (Gracis ve ark. 2015).

- *Alumina ve Magnezyum*

Benzer şekilde üretilen In-Ceram Spinell’ de bu kez cam partikülleri magnezyum aluminat ($MgAl_2O_4$) kor içine infiltre edilmiştir (Gracis ve ark. 2015).

- *Alumina ve Zirkonya*

In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alumina’daki alüminyum oksit(Al_2O_3) kompozisyona parsiyel stabilize zirkonya oksit eklenerek güçlendirilmiş bir modifikasyonudur (Gracis ve ark. 2015).

In-Ceram Alümina’ yla kıyaslandığında In-Ceram Spinel daha yüksek translusensiye, ancak daha düşük bir mukavemete sahipken, In-Ceram Zirconia, daha yüksek bir mukavemete ancak daha düşük bir translusensiye sahiptir (Zhang ve Kelly 2017).

Bu gruptaki materyallerin kullanımı, özellikle CAD/CAM ile üretilebilen zirkonya ve lityum disilikatın popülaritesinin artmasıyla, azalmıştır (Gracis ve ark. 2015).

2.1.2 *Polikristalin Seramikler*

Polikristalin seramiklerin temel özelliklerinden birisi ince grenli kristalin yapıya sahip olmalarıdır. Bu yapı, bu gruba dayanıklılık(strength) ve kırılma sertliği (fracture toughness) sağlarken, translusensiyi sınırlamaktadır. Polikristalin seramiklerin diğer önemli özelliği ise camsı faz içermemeleridir (Gracis ve ark. 2015). Bu yüzden asitlemeye dirençlidirler, pürüzlendirilebilmeleri için yüksek sıcaklıkta ve daha uzun süreli hidroflorik asit uygulanması gerekmektedir (Sriamporn ve ark. 2014).

a) *Alumina*

Yüksek saflıkta Al_2O_3 içeren, çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve yüksek bükülme dayanımına (572 MPa) (Andersson ve Odén 1993) sahip olan polikristalin seramiklerdir. Aynı zamanda tüm dental seramikler arasında elastik modülüsü en

yüksek olan gruptur ($E = 300$ GPa) (Guess ve ark. 2011) ve bu durum parça kırığı riskini artırmaktadır (Kim ve ark. 2007, Scherrer ve ark. 2008).

b) *Stabilize Zirkonya*

Saf zirkonyanın 3 allotropik formu bulunmaktadır: Birinci form olan *Monoklinik faz*; 1170°C ' de 2. form olan *Tetragonal faz*, 2370°C ve üzerindeki sıcaklıklarda ise son form olan *Kübik faz* dönüşür (Garvie ve ark. 1975, Green ve ark. 1989, Gracis ve ark. 2015).

Zirkonya seramiklerin mikro- yapılarına göre 3 sınıfta değerlendirilmeleri önerilmiştir (Chevalier ve ark. 2009, Gracis ve ark. 2015);

- *Tam Stabilize Zirkonya (TSZ) (Fully Stabilized Zirconia-FSZ)*

Kübik formda, %8 mol' den fazla ytriyum oksit (Y_2O_3) içeren zirkonya formudur.

- *Yarı Stabilize Zirkonya (YSZ) (Partially Stabilized Zirconia-PSZ)*

Kübik formdaki matriks içinde, nanoboyutlu tetragonal veya monoklinik fazda partiküllerden oluşmaktadır.

- *Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP)*

Genellikle ytriyum veya daha az oranda seryum ile, temel olarak tetragonal fazda stabilize edilmiş monolitik materyallerdir. Stabilizasyon için çoğu zaman ytriyumun kullanılmasının sebebi işleme ve sinterlemeden sonra yüksek dayanıklılık ve kırılma tokluğu sağlamasıdır. 1200 MPa ' dan fazla bükülme mukavemetine sahip materyallerdir (Zhang ve Kelly 2017).

Zirkonya seramikler, uzun yıllardır üzeri veneerlenmesi gereken bir altyapı materyali olarak kullanılsa da, artık monolitik zirkonya restorasyonlar da üretilebilmektedir. İnfiltrasyonla boyama imkanı sunan monokromatik uniform haline ek olarak, özellikle CAD/CAM cihazlarıyla kullanımı artan ve minedentine kadar dişi taklit edebilen polikromatik bloklar (Katana Zirconia ML, Kuraray) da piyasada mevcuttur. Tüm bunlara ek olarak, üreticiler giderek daha

translusens zirkonyalar üretme çabasında dırlar (Lava Plus; Cercon HT) (Gracıs ve ark. 2015).

Zirkonya seramiklere kısaca değinilmiş olup daha detaylı bilgi aşağıda verilecektir.

c) *Zirkonyayla Güçlendirilmiş Alumina (ZGA) ve Aluminayla Güçlendirilmiş Zirkonya (AGZ)*

Stabil olmayan zirkonyanın aluminaya eklenmesiyle kırılma dayanımının arttığı, bunun nedeni olarak da çatlak sınırı ile ikinci faz arasındaki etkileşimler ve çatlak sınırı ile daha önce tetragonal fazdan monoklinik faza dönüş sırasında oluşmuş mikro çatlaklar arasındaki reaksiyonlar olarak gösterilmiştir (Claussen 1976, Abi ve ark. 2013, Gracıs ve ark. 2015). Zirkonya ya da aluminanın yüzdesi ihtiyaca göre üretici firmalar tarafından değiştirilebilir. Sınıflama için ZGA seramikler ağırlık olarak en az %50 Al; AGZ seramikler ağırlık olarak en az %50 Zr içermelidirler (Gracıs ve ark. 2015).

En son geliştirilen yöntemlerde zirkonya nanopartiküller alümina mikropartiküllere sinterizasyondan önce uygulanmaktadır (Kern ve Palmero 2013, Naglieri ve ark. 2013, Gracıs ve ark. 2015). Bu güçlendirilmiş materyallerin (AGZ ve ZTA), Y-TZP' lere göre avantajları; düşük ısı bozunmasına karşı dirençlidirler, daha yüksek dayanım (strength) ve kırılma tokluğu göstermeleri (Tanaka ve ark. 2002, Ban 2008, Gracıs ve ark. 2015) ve sıklık yorulma dirençlerinin neredeyse 2 kat fazla olmasıdır (Takano ve ark. 2012, Gracıs ve ark. 2015).

Henüz klinik olarak yeni kullanılmaya başlanılmış yeni bir materyal de 'graded' alumina ve 'graded' zirkonyadır. Bunlar, alumina ya da zirkonya yüzeyine cam infiltrasyonu ile elde edilen polikristalin türevi restoratif materyallerdir. Bu infiltrasyon hasarlara karşı daha korunaklı ve daha estetik bir sistemin oluşmasına olanak verir (Zhang ve ark. 2012, Gracıs ve ark. 2015). 'Graded' yapı bir arayüz boyunca (kor materyali ile veneer arasında ve/ veya korun ölçü yüzeyinde) değişimler gösteren bir bileşime (düşük sertlikteki camdan yüksek sertlikteki kor yapısına değişim) sahiptir. Sertlik açısından infiltre edilmiş ve infiltre edilmemiş örnekler arasında düşük bir fark bulunurken, her iki yüzeyi de infiltre edilmiş bar şeklindeki örneklerin üzerine yapılan yüklemelerde, infiltre edilmemiş örneklerden 2

kat daha dayanıklı oldukları görülmüştür. ‘Graded’ yapının etkisi ince örneklerde daha belirgindir. Yüzeye yakın kısımlarda elastik modulusun düşük tutulması, stresin daha sert olan, yüzeyden derin kısımlarda birikmesine neden olur. Bu stres iletimi, ölçü yüzeyindeki çatlak başlangıçlarını önler ve alumina ile zirkonyanın yorulma dayanımlarını oldukça artırır (Kim ve ark. 2010, Gracis ve ark. 2015). Ek olarak graded yapı, geleneksel kor - veneer sisteminin arayüzündeki keskin geçişi önler ve tabakaların birbirlerinden ayrılma potansiyellerini azaltır (Ahlberg ve ark. 2003, Zhang ve Kim 2009, Gracis ve ark. 2015). Ayrıca yüzeydeki cam, zirkonyayı çevreleyerek su geçişini engeller ve hidrotermal bozunmanın önüne geçer (Zhang ve Kim 2009, Gracis ve ark. 2015).

2.1.3 *Rezin Matriks Seramikler*

Yüksek oranda seramik partikülleriyle doldurulan organik matriks içeren materyallerdir. Organik matriks içermeleri ve fırınlanamaması sebebiyle seramik sınıflamalarına dahil edilmemesi gerektiğini savunan yazarlar olsa da (Denry, 2006) Gracis ve ark. (2015) seramik benzeri materyaller olarak bu sınıflamaya dahil edilmesini önermişlerdir.

	Üretim metodu	Altyapı(A) Monolitik (M) Veneer(V)	Asitlenebilirlik	Veneer	Parsiyel kron restorasyonlar	Full- crown Anterior(A) Posterior(P)	Sabit dental protezler	Implant abutment
1. Cam- matrix seramikler	Refraktör die, platin folyo, press							
1.1. Fedspatik seramikler		M/V	EVET	(+)				
1.2.Sentetik seramikler								
a. Lösit bazlılar	Press veya CAD/CAM	A/M	EVET	(+)	(+)	(+) (A)		
b. Lityum disilikat ve türevleri	Press veya CAD/CAM	A/M	EVET	(+)	(+)	(+)(A/P)	2. premolara kadar 3 üyeli köprü	(+)
c. Floroapatit bazlılar	Press veya tabakalama	V	EVET	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)
1.3. Cam infiltre edilenler								
a. Alumina	CAD/CAM veya slip-casting	A	EVET			(+) (A/P)	3 üyeli köprü, anterior	
b. Alumina ve magnezya	CAD/CAM veya slip-casting	A	EVET			(+) (A)		
c. Alumina ve zirkonya	CAD/CAM veya slip-casting	A	EVET			(+) (A/P)	3 üyeli köprü, posterior	
2.Polikristalin seramikler								
2.1. Alumina	CAD/CAM	A	HAYIR	(+)		(+) (A/P)		
2.2. Stabilize zirkonya	CAD/CAM	A/M	HAYIR		(+)	(+) (A/P)		(+)
2.3.Zirkonyayla güçlendirilmiş Alumina ve Aluminayla Güçlendirilmiş Zirkonya	CAD/CAM	A/M	HAYIR		(+)	(+) (A/P)		(+)
3.Resin matriksler								
3.1. Resin nanoseramikler	CAD/CAM	M	HAYIR	(+)	(+)	(+) (A/P)		
3.2. Resin polimer ağında cam seramik	CAD/CAM	M	EVET	(+)	(+)	(+) (A/P)		
3.3. Resin polimer ağında zirkonya-silika	CAD/CAM	M	HAYIR	(+)	(+)	(+) (A/P)		

Tablo 2. 1 Tam seramiklerin özellikleri ve kullanım endikasyonları

2.2 Zirkonya Seramikler

Saf zirkonyum (Zr), optik olarak paslanmaz çeliğe benzeyen oldukça yumuşak ve süngerimsi parlak gümüşü bir metaldir. Zirkonyumun doğada çoğunlukla "zirkon" ($ZrSiO_4$) ve çok nadiren de "baddeleyit (zirkonya/ zirkonyum dioksit) " (ZrO_2) olmak üzere 2 minerali bulunmaktadır. Bu iki mineral, karmaşık üretim ve

saflaştırma işlemleriyle zirkonyum metali ve diğer zirkonyum bileşiklerini üretmek için kullanılmaktadır (Dehnicke ve ark. 1996, Vagkopoulou ve ark. 2009). Zirkonyum metalinin mekanik özellikleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

Yoğunluğu	6.511g/ml
Elastik Modülü	8.3*104 MPa
Erime Noktası	1855°C (2128 K)
Kaynama Noktası	4409°C (4682 K)
Molar Hacmi	14.02 ml/mol
Mineral Sertliği	Mohs: 5
Isı İletkenliği	0.227 W/cmK
Özgül Isı	0.27 J/gK

Tablo 2. 2 Zirkonyum metalinin mekanik özellikleri

2.2.1 Zirkonyanın Yapısal, Kimyasal ve Mekanik Özellikleri

Dental zirkonya hammaddesi sentetik olmasına rağmen, kristal yapı ve kristalografik işlemler doğal baddeleyit mineralinden üretilmektedir. Zirkonya polimorf bir element olduğundan, sıcaklık ve basınç değişkenlerine bağlı olarak monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (c) olmak üzere üç farklı kristal yapıda bulunabilmektedir. Oda sıcaklığında, saf zirkonya en kararlı hali olan monoklinik fazda bulunurken; sıcaklık yaklaşık 1170 °C' ye yükseldikçe, monoklinik faz, yaklaşık % 4,5' lik bir hacimsel büzülme göstererek, tetragonal faza dönüşmektedir. Tetragonal faz, minimal hacimsel değişikliklerle yaklaşık 2370 ° C' de kübik faza dönüşmektedir (Kelly ve Denry 2008, Vagkopoulou ve ark. 2009, Chen ve ark. 2016).

Tetragonal fazdan monoklinik faza geçişte makaslama dayanımı artışla beraber meydana gelen ve % 4' ü geçmeyen hacim artışı, çatlakların kapanarak materyalin kırılma sertliğinin artmasına sebep olabilmektedir. Bu transformasyondan klinik olarak faydalanılabilmesi için tetragonal ya da kübik fazların oda sıcaklığında stabilize edilerek kararlı hale getirilmesi gerekmektedir. Zirkonyanın parsiyel veya tam stabilizasyonu için ytriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum oksitleri kullanılmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999, Gracis ve ark. 2015).

Yitriyum oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) veya magnezyum oksit (MgO) gibi bileşenlerin ZrO_2 kafesine dahil edilmesi tetragonal ve kübik fazı, metastabil fazlar olarak oda sıcaklığında stabilize etmektedir. Farklı miktarlarda katkı maddesi eklenerek, (miktar stabilizörün tipine de bağlıdır), kısmen veya tamamen stabilize zirkonya elde edilmektedir. Tamamen stabilize zirkonya eldesi için, ya % 8 mol Y_2O_3 ya da % 16 mol MgO ya da CaO ilavesi gerekmektedir. Aynı katkı maddelerinin daha az miktarda ilavesiyle, metastabil tetragonal ve kübik fazlarla parsiyel stabilize zirkonya elde edilmektedir (Volpato ve ark. 2011). Stabilizasyon mekanizması sırasında, düşük değerlikli katkı iyonları (örneğin Y^{+3}) kafes içinde Zr^{+4} yerini alarak oksijen boşluğuna neden olur. Tetragonal fazın metastabilitesi ve böylece zirkonyanın stabilizasyonu çoğunlukla bu açıktaki kalan oksijen boşluğuna bağlanmaktadır (Kelly ve Denry 2008).

Dental uygulamalar için kullanılan zirkonya içeren seramik sistemleri: Magnezyum ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (Mg-PSZ), zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZGA), alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (AGZ) ve en yaygın kullanılan yitriyum ile stabilize (% 3) tetragonal zirkonya polikristalidir (3Y-TZP) (Silva ve ark. 2010).

Mg-PSZ, pöröziteler ve yüzey aşınmasına neden olan büyük tane boyutu (30-60 μm) nedeniyle diş hekimliğinde başarılı bir şekilde kullanılamamıştır (Piconi ve Maccauro 1999). ZGA, bir alümina matrisinde zirkonyanın stres kaynaklı transformasyon kapasitesini kullanmaktadır (Lange 1982). Piyasada bulunan bir ürün olan In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina®'ya üçte birlik eklenen (% 12) ceria stabilize zirkonya (12 Ce-TZP) içermektedir. Bu ürün slip-casting veya frezeleme yoluyla pre-sintering aşamasında işlenebilir (Denry ve Kelly 2008). Ce-TZP seramiklerinin olumlu bir yönü, benzer koşullar altında Y-TZP seramiklerine göre daha iyi bir termal kararlılık ve düşük ısı bozunması göstermesidir. Bir dezavantaj olarak ZTA, 3Y-TZP'ye kıyasla daha fazla miktarda pörözite göstermektedir (% 8 ila 11 arasında) (Green ve ark. 1989, Silva ve ark. 2010).

1998'den itibaren tam seramik restorasyonlarda kullanılan 3Y-TZP' nin (stabilizatör olarak % 3 mol Y_2O_3) (Piconi ve Maccauro 1999) mekanik özellikleri esas olarak tane boyutuna bağlıdır (Glauser ve ark. 2004). Daha küçük tane boyutları (<1 μm) düşük t-m dönüşüm oranları ile ilişkilidir (Heuer ve ark. 1982). Bununla

birlikte, tane boyutları yaklaşık 0.2 μm 'nin altında olduğunda t-m dönüşümü minimum olur, bu da sertleştirme mekanizmasını azaltır (Cottom ve Mayo 1996). Yttria stabilize-tetragonal zirkonya polikristallerinin (Y-TZP) sinterlenmiş malzemesi esas olarak % 96-99.8 teorik yoğunluğa sahip metastabil tetragonal fazdan (~% 98) oluşmaktadır. Yüksek dayanıklılığın yüksek tetragonal faz içeriğiyle ilişkili olduğu fark edilirken, yüksek miktarda monoklinik faz düşük dayanıklılığa sebep olmaktadır (Kelly ve Denry 2008). Son sinterleme aşaması 1.350 ila 1.550 ° C arasındadır. Sinterleme protokolü, nihai gren boyutunu (Subbarao 1981) ve sonuç olarak 3Y-TZP'nin t-m stabilitesini önemli ölçüde etkileyebilmektedir (Denry ve Kelly 2008, Silva ve ark. 2010).

Transformasyon kabiliyeti ve ilişkili sıcaklık, gren boyutunda kontrol edilir. Hedeflenen tane büyüklüğü ayarlaması bu nedenle önemlidir. Tane boyutu kritik bir boyutun altına düşerse, malzeme çatlak gelişimi sırasında t-m'ye dönüşüm yeteneğini kaybeder ve bu nedenle tokluğu azalır. Stabilizatör ve konsantrasyonu bu boyuta bağlı etkileri kontrol eder. Yttria, spesifik bir konsantrasyon ve tane büyüklüğünde en güçlü stabilizatör olarak ortaya çıkmaktadır (Kelly ve Denry 2008).

- *Faz Dönüşüm Tokluğu (Phase Transformation Toughness/ Faz Transformasyon Güçlendirilmesi)*

Transformasyon tokluğu, bir materyalin içinde var olan veya stres altında oluşan çatlakların ilerlemesine sebep olan itici gücü azaltan, materyalin içindeki stresle oluşan faz transformasyonu temel fikrine dayanmaktadır. Bu sayede, belirli ısı işlemler için, tetragonal faz yoğunlaşır, ancak devam eden soğutma sırasında monoklinik haline dönüşmez. Yüksek sıcaklıklı tetragonal fazın oda sıcaklığında tutulması, dönüşümle sertleştirilmiş malzemelerin üretiminin kilit noktasıdır (Green ve ark. 2018).

Seramiklerin transformasyon tokluğu, esas olarak ZrO_2 'de görülen (0.16 lık makaslama gerinimi ve %4' lük hacim artışıyla beraber) tetragonal fazdan monoklinik faz dönüşümüne dayanmaktadır (Hannink ve ark. 2000). Saf ZrO_2 içindeki t-m faz dönüşümü; sıcaklık 950 ° C'ye düştüğünde başlar ve ısıtma sırasında; 1150 °C' de geri dönüşümlüdür (Garvie 1970, Hannink ve ark. 2000). Tetragonal fazdan- monoklinik faza dönüşümü saf ZrO_2 için zararlı olsa da, stabilize

zirkonya için ciddi bir avantaj sağlamaktadır. Parsiyel stabilize zirkonyadaki tetragonal- monoklinik faz dönüşümünün, malzemenin mukavemetinde ve sertliğinde artışa neden olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (Garvie ve ark. 1975).

Metastabil tetragonal- ZrO_2 içeren bir seramikte, potansiyel yıkıcı bir çatlak, transformasyon sırasındaki şekil değişikliğiyle seramiğe faydalı bir tokluk kazandırırken transformasyona eşlik eden hacim değişikliği, çatlak ilerlemesine karşı çatlak ucu etrafında bir kompresif gerilme alanı yaratır. Böylece metastabil tetragonal fazın monoklinik faza transformasyonu ile ortaya çıkan önemli hususlar; (1) transformasyon sertleşmesi ve (2) çatlak direncinin artmasıdır (Hannink ve ark. 2000).

Çatlak ucuna yakın olan rezidüel stres veya uygulanan stres, t-m transformasyonuna ve bununla ilişkili hacim genişlemesine neden olacaktır. Transformasyon, başlangıçta çatlak ucuna yakın olan ve daha sonra bir çatlak yüzü olarak ilerleyen bir transformasyon bölgesinin oluşmasına yol açar. Transformasyon bölgesinin boyutu ve mikro yapısı (örneğin tane boyutu), tokluğu kontrol eder. Y – TZP malzemesinde bu bölge tipik olarak bir kaç μm aralığında dağılım göstermektedir. Hacimdeki artış ve eşlik eden iç gerginlik nedeniyle, transformasyon bölgesi çatlağı baskılayan, hatta kapatan ve daha fazla büyümeyi önleyen kompresif stres altındadır. Bu işlemle enerji tüketimi (çatlak büyümesi için gerekli olan enerji) gerçekleşir ve böylece malzemenin kırılma tokluğu (KT) artar. Genel olarak, işlem çatlak ilerlemesini engeller ve malzemenin kırılma tokluğunu artırır (Kelly ve Denry 2008, Volpato ve ark. 2011, Chen ve ark. 2016).

Çatlak sapması, seramiklerdeki başka bir sertleştirme mekanizmasıdır. Bu sayede, bir çatlak gözenek veya gren sınırları ile karşılaşır ve yönünü değiştirir (Volpato ve ark. 2011).

- *Düşük Sıcaklık Bozunması (DSB) (Low Temperature Degradation- LTD) ve Zirkonyanın Yaşlanması*

Zirkonya' nın yaşlanmaya duyarlı olduğu veya düşük sıcaklıkta bozulma (DSB) gösterdiği 2000' li yıllardan beri bilinse de düşük sıcaklık bozunması fenomeninden ilk bahseden Kobayashi ve ark. (1981) idi. Yaşlanma işlemi, su

varlığında ve oldukça düşük sıcaklıklarda (65-300 °C) tetragonal fazın monoklinik (t-m) faza yavaş dönüşümü olarak gerçekleşir, bozunma işlemi seramik yüzeyinden aşamalı olarak devam eder (Kelly ve Denry 2008). Devamında, faz dönüşümü ile ilişkili olarak hacimde genişleme ve sonrasında mikro ve makro çatlaklar gelişir (Sato ve Shimada 1985, Cattani-Lorente ve ark. 2011). Sonuçta, DSB yüzey pürüzlülüğüne ve aşınmalara sebep olarak (Chevalier ve ark. 1999, Roy ve ark. 2007, Cattani-Lorente ve ark. 2011) Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz etkiler (Swab 1991, Payyapilly ve Butt 2007, Cattani-Lorente ve ark. 2011).

Suyun varlığı ve t-m faz dönüşümleri arasındaki neden-sonuç ilişkisini açıklamak için birkaç hipotez önerilmiştir. Sato ve Shimada (1985), yüzeyde emilen suyun, Zr – O – Zr bağlarının kırılmasına, Zr-OH bağlarının oluşmasına ve stres korozyonuna neden olduğunu söylemektedirler. Bir başka açıklamada, faz dönüşümü, bir oksijen boşluğu difüzyon mekanizması (Kim ve ark. 1995, Guo 1999, Guo 2001, Guo ve Schober 2004) tarafından zirkonya kafesteki su radikallerinin difüzyonu ile ilişkili internal gerilmelere bağlanmıştır (Cattani-Lorente ve ark. 2011, Yoshimura ve ark. 1987, Schubert ve Frey 2005).

Yaşlanma, stres kaynaklı bir mekanizma olarak yüzeydeki bir grenin transformasyonu ile başlamaktadır. Y₂O₃ içeriğinin az olması (Sato ve Shimada 1985), yüzey preparasyonun neden olduğu reziduel stresler (Deville ve ark. 2006), faz dönüşüm oranı ve sıcaklık, gren boyutunun büyük olması (Sato ve Shimada 1985, Chevalier ve ark. 1999, Payyapilly ve Butt 2007, Cattani-Lorente ve ark. 2011), yaşlanma süresi (Jue ve ark. 1991, Li JF ve Watanabe 1998, Gremillard ve ark. 2004), ve t-m faz dönüşümü için çekirdek bölgeleri olarak davranan kübik faz varlığı (Chevalier ve ark. 2004) yaşlanmayı artıran faktörler arasındadır. Böylece komşu gren ve mikro çatlaklarda da tipik hacim artışı görülür. Bu, transformasyon alanını arttıran bir dizi transformasyon bölgesiyle sonuçlanır. Mikro çatlaklar, suyun kütleye daha fazla nüfuz edebileceği ve yaşlanma sürecinin ilerlemeye devam ettiği bir yol sunmaktadır (Kelly ve Denry 2008). Y-TZP'nin hidrotermal yaşlanmasını kontrol altında tutmak hala bir problemdir. Y-TZP'ye CeO₂ veya Al₂O₃ ilavesinin t-m faz dönüşümünü inhibe edebileceğini bildiren çalışmalar mevcuttur (Sato ve Shimada 1985, Tsubakino ve ark. 1991, Li ve Watanabe 1997, Ross ve ark. 2001, Cattani-Lorente ve ark. 2011).

3Y-TZP'de DSB riskini azaltabilmek için, partikül boyutunun küçültülmesi, ytriyum içeriğinin artırılması, Al_2O_3 ilavesi ve ZrO_2 ham partikülleri eldesi için kimyasal sentez yolunun değiştirilmesi gibi önlemler gerekmektedir (Volpato ve ark. 2011).

2.2.2 Zirkonya Jenerasyonları

2014 yılına kadar, tek kronlardan çok üniteli implant destekli köprülere kadar tüm restorasyonlarda sadece yüksek dayanıklılığa sahip 3Y-TZP kullanılmaktaydı. Zirkonya malzemelerindeki gelişmeyle amaçlanan, translusensiyi arttırarak spesifik endikasyonlarda kullanmak üzere monolitik restorasyonların üretilmesiydi (Güth ve ark. 2019). Günümüzde estetik tam kontur (monolitik) restorasyonlar için çok iyi translusensi avantajı sunan çeşitli zirkonya türleri bulunmaktadır.

- 1. Nesil: % 3-mol-yttria-stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP)

İlk nesil dental zirkonyaların hepsi 3Y-TZP esaslıydı. Yttria stabilize-tetragonal zirkonya polikristali, stabilizatör olarak az miktarda Y_2O_3 içeren ince grenli zirkonyadan meydana gelmektedir.

Cam seramiklerle karşılaştırıldığında, zirkonya genel olarak nispeten yüksek kırılma indeksi nedeniyle bazı optik dezavantajlara sahiptir. Kırılma indeksi zirkonyumun tetragonal kristallerinin yönüne bağlı olarak değişir ve çift kırılmaya neden olabilir (Kappert HF, Eichner 2005). Yüksek yansıtma özelliğine sahip malzemeler, ayna benzeri bir yüzey oluşturarak doğal dişlerden daha parlak bir görüntüye ve kötü bir estetiğe sebep olmaktadır. Ayrıca, küçük kristalin grenlerin sayısının fazla olması, porlar ve Al_2O_3 taneleri, ara yüz sayısının çok fazla artmasına yol açmaktadır. Bu arayüzler, gelen ışığı dağıtır ve iletilen ışıkta bir kayba neden olur, bu da translusensinin azalmasına ve dolayısıyla estetik görünümün azalmasına yol açar. Artmış yttria içeriği çift kırılmaların azalmasına ve gren boyutunun artmasına neden olur. Bu nedenle, 3Y-TZP malzemeleri, daha yüksek miktarda Y_2O_3 'e (örneğin, 4Y- / 5Y-TZP) sahip zirkonyaya göre daha opaktır.

İlk nesil zirkonyalar ayrıca mükemmel biyouyumluluğa ve 1.000 MPa'dan fazla bükülme direncine sahiptir. Bu iyi mekanik özellikleri ve kötü optik özellikleri

sebebiyle minimal duvar kalınlıklarında, çok üniteli restorasyonlarda, manuel olarak veneerlenecek altyapılar olarak ve ayrıca implant restorasyonlarında hibrid abutmentlerin üretimi için kullanımları endikedir. Yüksek opaklığı nedeniyle, birinci nesil zirkonyalar, monolitik restorasyonların üretimi için kontrendikasyon oluşturmaktadır (Güth ve ark. 2019). Klinisyenin preparasyon tasarımı ve simantasyon hakkındaki bilgi ve becerilerinin, uzun vadeli başarı üzerinde büyük bir etkiye sahip olduğu bilinmekle beraber (Güth ve ark. 2019); in-vitro ve in-vivo araştırmalar, bu zirkonya restorasyonlarının uygun bir mekanik stabilite ve yüksek klinik güvenilirlik sunduğunu göstermiştir (Denry ve Kelly 2008, Güth ve ark. 2019).

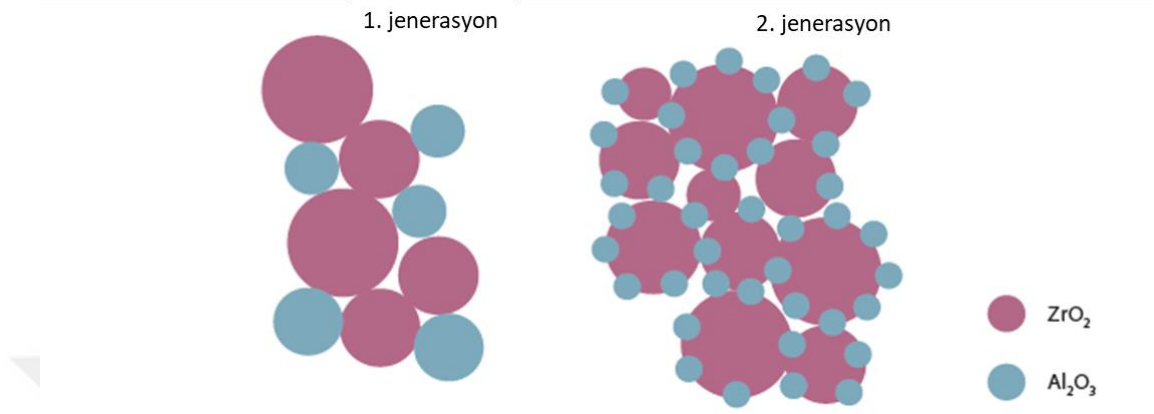
Malzemeyi monolitik kullanıma uygun hale getirmek, optik özellikleri geliştirmek, özellikle translusensiyi arttırmak için, malzeme yapısı çeşitli şekillerde değiştirilmiştir (Shahmiri ve ark. 2018). İlk olarak sinterleme parametreleri değiştirilmiştir. Nihai sinterleme sıcaklıkları 1.600 ° C'ye yükseltilip burada tutulma süreleri uzatılmıştır. Böylece translusensi artmış, ancak yapısal defektlerle beraber bükülme dayanımında azalma görülmüştür. Bu değişiklikler nihayetinde spontane kırıklara ve güvenilirliğin azalmasına neden olmuştur (Stawarczyk ve ark. 2013, Stawarczyk ve ark. 2014). Bu yüzden, translusensiyi arttırmak için alternatif yöntemler aranmıştır (Güth ve ark. 2019).

3Y-TZP'nin bazı özellikleri, yeni 3Y-TZP nesillerinde geliştirilmiştir. Bir yandan, Al_2O_3 grenlerin miktarı ve boyutu en aza indirilmiştir, bu da saydamlığın, dayanıklılığın ve uzun dönem stabilitesinin artmasına neden olmuştur (Stawarczyk ve ark. 2017). Öte yandan, ham madde işleme süreci optimize edilmiş, bu da daha uygun ham toz parçacıklarının üretilmesini sağlamıştır. Bununla birlikte, optik özelliklerdeki gelişmeler yetersiz kaldığından, veneer malzemelerinin kullanımı ve ilişkili dezavantajları hala geçerlidir.

- 2. Nesil: *Alümina içeriği azaltılmış 3Y-TZP*

Bu nesil için yenilik esas olarak moleküler malzeme yapısında bulunan alümina grenlerinin (Al_2O_3) sayı ve boyutunun azaltılmasıydı. Ek olarak, alümina grenleri zirkonya grenlerinin etafına yerleştirilmiştir, bu da ışık iletiminin ve dolayısıyla translusensinin artışıyla sonuçlanmıştır. Aynı zamanda in vitro testlerde; uzun süreli stabilitesinin yeterli ve bükülme dayanımının yüksek kalabildiği

görülmüştür (Filser ve ark. 2001, Stawarczyk ve ark. 2016). Uzun süreli dayanıklılığı ve daha iyi optik özellikleri nedeniyle, bu tip zirkonya materyali ağırlıklı olarak bir ve çok üniteli sabit protezler için altyapı malzemesi olarak kullanılmaktadır. Parsiyel veneerlenmiş restorasyonlarda da kullanmak mümkündür (Güth ve ark. 2019).



Şekil 2. 1 (1.) ve (2.) nesil zirkonyayı oluşturan tanecikler

- 3. Nesil: % 5-mol-yttria-stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (5Y-TZP)

Zirkonyanın translusensiliğini artırmak için geliştirilen bir başka yöntem de, yitriya (Y₂O₃) içeriğinin % 5 mol' e arttırılmasıdır. Bu malzeme türü 2015 yılında piyasaya sürülen ve kübik zirkonya olarak da bilinen, kübik- tetragonal mikro yapıya sahip tamamen stabilize zirkonya olarak tanımlanmıştır. İçeriğin yaklaşık % 50' si kübik yapıdır. Kübik kristallerin tetragonal kristallerden daha büyük olması, restorasyona gelen ışığın kırılmasına neden olabilecek daha az tanecik kenarı ve daha az pöröziteye yol açtığından malzeme daha translusens görünür. Malzeme yapısındaki kübik kristal miktarı arttıkça translusensi artarken, bükülme direnci ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikler olumsuz etkilenmektedir. Üçüncü nesil zirkonyanın translusensisi, lityum silikattan biraz düşükken, bükülme mukavemetleri ve kırılma tokluğu daha yüksektir (Nassary Zadeh ve ark. 2018, Shahmiri ve ark. 2018). Tıpkı lityum silikat gibi tek diş restorasyonlarında ve premolar bölgesine kadar bir pontiğe sahip üç üniteli sabit protezler için kullanılması önerilmektedir (Güth ve ark. 2019). Sonuç olarak, üçüncü nesil zirkonya yüksek mukavemetli cam seramiklere olası bir alternatif olarak görülebilir (Nassary Zadeh ve ark. 2018, Shahmiri ve ark. 2018).

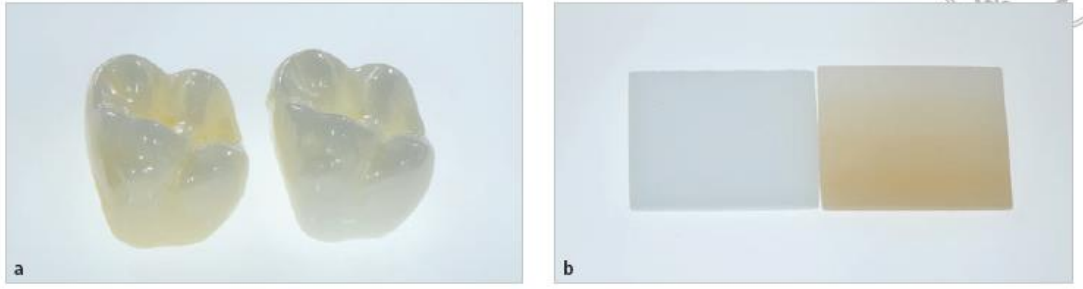
- 4. Nesil: % 4-mol-yttria-stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (4Y-TZP)

2017 yılında tanıtılan dördüncü nesil zirkonyada yttriyum içeriği % 4 mol'e düşürüldü, bu da 3. nesle göre mekanik özelliklerinin iyileşmesine, optik özelliklerinde ise azalmaya neden oldu. Kısa çok üyeli sabit köprü protezleri için dördüncü nesil zirkonyaların kullanımı önerilmektedir (Güth ve ark. 2019).

- *Ek Modifikasyonlar*

Farklı nesil zirkonyalar için, çok katmanlı (multilayer) veya değişken tonlu (gradient shaded) zirkonya blokları mevcuttur. Bunlar, doğal dişlerin renk geçişinin kolay taklit edilebilmesi için geliştirilmiştir (Ueda ve ark. 2015). Buna ek olarak, en iyi mekanik ve optik özellikleri birleştirebilmek için farklı nesillere ait zirkonyaları birleştiren bloklar da üretilmiştir. Bu bloklar, örneğin, daha fazla stabilite için dördüncü nesil zirkonyadan (4Y-TZP) bir gövde (body) ve daha iyi optik özellikler için belirli insizal alanlarda daha yüksek translüsensiye sahip bir üçüncü nesil malzemeyi (5Y-TZP) içermektedir. Farklı üreticilerden farklı kombinasyonlar da mevcuttur. Ayrıca entegre floresan partiküllere sahip zirkon blokları da mevcuttur. Yine farklı hızda sinterleme ile farklı translüsensiye sahip multilayer tabakalar elde edilebilmektedir.

Diğer bir trend, üretim prosedürünü hızlandırmak için sinterleme prosedürlerinin (hızlı veya süper hızlı sinterleme) hızlandırılmasıdır. Restorasyon geometrisine bağlı olarak, sinterleme yaklaşık 30 dakikaya kadar hızlandırılabilir. Fakat, bu sadece hızlı sinterleme işlemi için özel olarak geliştirilmiş malzemeler için mümkündür. Ayrıca, hız sinterlemesini destekleyen bilimsel veriler hala yetersizdir (Güth ve ark. 2019).



Şekil 2. 2 a) Monokromatik ve çok tabakalı zirkonya kronlar b) plakalar (Stawarczyk ve ark. 2017)

2.2.3 Zirkonya Restorasyonlarla İlgili Klinik Özellikler

Metal-seramik restorasyonlar yaklaşık 50 yıldır rekonstrüktif diş hekimliğinde altın standart olarak kabul edilip kullanılmaktadır (Pjetursson ve ark. 2007, Sailer ve ark. 2018). Fakat gri metal altyapı, çevre yumuşak dokulardaki muhtemel mavimsi yansımayla beraber doğal estetiği taklit etmeyi zorlaştırmaktadır (Pjetursson ve ark. 2007).

Seramik sabit dental protezlere yönelik en yeni kor materyali zirkonyadır. Zirkonya, yüksek kırılma mukavemeti ve yüksek kırılma tokluğu ile mükemmel mekanik özellikler göstermektedir, yüksek biyouyumludur ve düşük bakteriyel adezyona sahiptir. İn vitro çalışmalar, zirkonyum dioksitin başlangıç bükülme direncinin 900 ila 1200 MPa ve kırılma tokluğunun 9 ila 10 MPa·m^{1/2} arasında olduğunu göstermiştir (Raigrodski ve ark. 2012b). Zirkonyum dioksit ayrıca yüksek elastisite modülüne (210 GPa) sahiptir (Christel ve ark. 1989).

Klinikte ise zirkonya destekli sabit protezlerin mekanik özellikleri; konnektör boyutu ve şekli, altyapı tasarımı, dayanaklar arasındaki mesafe gibi değişken faktörlere güçlü bir şekilde bağlı olabilmektedir (Campos ve ark. 2006). Sonlu eleman analizi ve fraktografik analiz kullanılarak yapılan çalışmalar sabit dental protezlerdeki en yüksek stresin konnektör alanının dişeti tarafında yoğunlaştığını göstermiştir (Quinn ve ark. 2006, Beuer ve ark. 2008). Konnektör tasarımı, zirkonya destekli sabit protezlerin kırılma direnci ve dayanıklılığı için çok kritik bir faktör olarak görünmektedir (Komine ve ark. 2010). Genel olarak, konnektörün çapraz kesit alanı, zirkonya destekli sabit protezlerin mukavemeti ve uzun dönem dayanıklılığı için çok önemli olduğu için mümkün olduğu kadar geniş olmalıdır (Eroğlu ve Gurbulak 2013, Mahmood ve ark. 2013, Takuma ve ark. 2013), ancak konnektör

alanının genişliği diğer tarafta estetik ve hijyenik yönü etkilemektedir. İn vitro çalışmalar da, konnektör alanının genişletilmesinin Kırık yükünü arttırdığı tezini desteklemektedir (Komine ve ark. 2010). Konektör alanı, zirkonya destekli sabit dental protezler için en az 9 mm², en ideal sonuçlar içinse 16 mm² olarak tavsiye edilmiştir (Komine ve ark. 2010). Anatomik olarak küçültülmüş altyapı tasarımı, veneer porseleni için optimum destek ve homojen kalınlık sağlar (Preis ve ark. 2012b). Yuvarlatılmış cusplar ve düz açılar çiğneme sırasında kuvvet dağılımı ve dolayısıyla daha düşük chipping oranları sağladığından cusp tasarımı da önemli bir faktör olarak göz önünde bulundurulmalıdır (Rosentritt ve ark. 2011, Preis ve ark. 2012b, Gjurin ve ark. 2019).

Bununla birlikte, malzemeye özgü yaşlanma süreçleri nedeniyle bu mekanik özelliklerin uzun dönem dayanıklılığı konusunda endişelerini bildiren yazarlar da vardır (Lughi ve Sergio 2010). Zirkonyum dioksidin opasitesi değerlendirildiğinde yakın tarihli bir çalışma, ışık geçirgenliğinin kalınlığın azalmasıyla arttığını ve aynı zamanda kullanılan zirkonyum dioksit malzemesi markasıyla ilişkili olduğunu göstermiştir (Baldissara ve ark. 2010). Zirkonyum dioksit altyapıları esas olarak bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) teknolojisi ile üretilmektedir ve çalışmalar, zirkonyum dioksit destekli sabit protez altyapıları için uygun marjinal bütünlüğün veneer porseleninden bağımsız olarak sağlandığını göstermektedir (Raigrodski ve ark. 2012b).

- *Zirkonya Destekli Sabit Restorasyonların Sağ Kalım ve Başarı Oranları ve Komplikasyonlar*

Uygun mekanik, biyolojik ve estetik özelliklerinin yanında ZrO₂ destekli protezler klinik olarak komplikasyonsuz malzemeler değildir (Roediger ve ark. 2010, Raigrodski ve ark. 2012b). Veneerlenmiş zirkonya restorasyonlarla, zirkonya altyapının mukavemeti veneer porselenin mükemmel optik özellikleri ile birleştirilmektedir (Larsson ve Wennerberg 2014). Bu restorasyonların klinik sağkalım oranları 5 yıl içinde % 90 - % 95 arasında değişmekte olup (Raigrodski ve ark. 2012b, Dhima ve ark. 2014, Chaar ve Kern ve ark. 2015) ancak, sadece % 70'i (Gherlone ve ark. 2014, Nicolaisen ve ark. 2016), devam eden fonksiyon için herhangi bir müdahale gerektirmemiştir. 10 yıllık sağkalım oranlarını ise Sailer ve

ark. (2018) zirkonya destekli sabit protezler için % 91.3, metal destekli sabit protezler için % 100 olarak tahmin etmişlerdir.

ZrO₂ ve metal destekli seramik sabit protezlerin sağkalım ve komplikasyonları incelendiğinde, zirkonyum dioksit destekli sabit protezler için veneer porselen chippinginin en sık karşılaşılan teknik komplikasyon olduğu (Raigrodski ve ark. 2012a) ve metal seramik restorasyonlardakiyle benzer oranlarda olduğu, ikinci en sık karşılaşılan komplikasyonun ise restorasyonun debondingi olduğu görülmüştür (Sailer ve ark. 2018). Major chipping oranları zirkonyum destekli protezlerde daha yüksekken minör chippingler metal seramik ve zirkonya destekli seramik restorasyonlarda benzerdir (Sailer ve ark. 2018). Heterojen porselen kalınlığı (Swain 2009, Benetti ve ark. 2011), altyapının anatomik olmayan tasarımı (Bonfante ve ark. 2009, Rosentritt ve ark. 2009, Shirakura ve ark. 2009, Bonfante ve ark. 2010, Kokubo ve ark. 2011), ısı genleşme katsayısı (IGK) uyumsuzluğu (Belli ve ark. 2013), elastik modül (Kim ve ark. 2018), porselenin kırılma tokluğu (Quinn ve ark. 2010), uygun olmayan veneer fırınlaması (Cheung ve Darvell 2002, de Kler ve ark. 2007, Taskonak ve ark. 2008, Vigolo ve Fonzi 2008, Swain 2009), zirkonyanın yüksek kimyasal instabilitesi, belirgin derecede daha düşük ısı iletkenliği, daha düşük ısılatma kapasitesi (Sailer ve ark. 2018) veya rezidüel termal stresler (Mainjot ve ark. 2011, Baldassarri ve ark. 2012) veneer başarısızlıklarıyla ilişkili çeşitli faktörler olabilmektedir. Zirkonya destekli seramik restorasyonlarda, metal seramiklere göre anlamlı derecede daha fazla altyapı kırıkları görülmektedir (Sailer ve ark. 2018).

Porselenin chippingi göz önüne alındığında zirkonyum dioksit altyapı için presleme ve dijital veneerleme gibi ek veneer porselen uygulama teknikleri geliştirilmiştir (Beuer ve ark. 2009a, Beuer ve ark. 2009b). Ayrıca, lōsit içeren preslenmiş porselenin posterior bölgede zirkonyum dioksit altyapıya veneerleme porseleni olarak kullanılmasının porselen chipping olasılığını azaltabileceği bildirilmiştir (Christensen ve Ploeger 2010). Ek olarak, in vitro ve in vivo veriler, zirkonyum dioksit altyapı için farklı veneerleme porselenlerinin geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermektedir ve bu, chipping gibi mekanik komplikasyonları azaltabilmektedir (Fischer ve ark. 2008, Christensen ve Ploeger 2010, Raigrodski ve ark. 2012b). Bununla birlikte, farklı seramik kor materyalleriyle

üretilmiş sabit protezlerin aksine, zirkonyum dioksit bazlı olanlarda nadiren herhangi bir altyapı kırığı veya zirkonyum dioksit kor ile veneer porseleni arasında adeziv başarısızlık görülmüştür (Sailer ve ark. 2007a, Raigrodski ve ark. 2012a). İn vitro çalışmalar da bunu desteklemektedir (Ashkanani ve ark. 2008, Blatz ve ark. 2010, Ishibe ve ark. 2011).

- *Monolitik Zirkonya*

Veneerlenmiş 3Y-TZP restorasyonlardaki chipping yüzünden (Sailer ve ark. 2015), diş hekimliği monolitik zirkonya restorasyonlarına doğru bir kaymaya tanık olmuştur. Monolitik restorasyonlar sadece chipping riskini ortadan kaldırmakla kalmaz, aynı zamanda veneerli restorasyonlara göre daha az, doğal dişlere göre daha fazla antagonistik diş aşınması gösterir, daha az malzeme kalınlığı gerektirir ve üretim süreci daha kolaydır (Zhang ve Lawn 2018). Fakat yine de monolitik zirkonya restorasyonlarla ilgili klinik çalışmalar hala sınırlıdır (Sailer ve ark. 2018).

Monolitik restorasyonlara karşı bu yönelim, yeni translusens zirkonya nesillerinin geliştirilmesini sağlamıştır. Yttriya stabilize zirkonya için, translusensi özellikleri, hem sinterleme sıcaklığı hem de yttriya oranı ile kontrol edilebilen kübik faz içeriği ile ilgilidir (Zhang 2014). Genel olarak yttriyum içeriği ve sinterleme sıcaklığı arttıkça kübik içerik artar ve translusensi artar. Ancak, bu aynı zamanda daha düşük bir mukavemet ve kırılma tokluğu demektir (Christensen 1966, Kolakarnprasert ve ark. 2019). Şu anda, monolitik restorasyonlar için 3Y-, 4Y- ve 5Y- PSZ (% mol yttriya parsiyel stabilize zirkonya) için 3 zirkonya derecesi mevcuttur (Kolakarnprasert ve ark. 2019). Son geliştirilen zirkonya seramikler, % 5 mol' e kadar yükseltilmiş yttriyum içeriğiyle çok daha translusens hale getirilmiş, endikasyon aralığı ise bir ara pontik içeren en fazla üç üyeli sabit protezler olarak sınırlandırılmıştır. Genel anlamda bu, 3 sınıf translusensi ve dayanıklılık dengesi demektir ve bu nedenle farklı klinik endikasyonlara sahiptir (Zhang 2014, Zhang ve Lawn 2018, Kolakarnprasert ve ark. 2019). Her ne kadar çeşitli 4 / 5Y-PSZ seramikleri piyasaya sürülmüş olsa da, bu restorasyonların klinik sonuçları hakkındaki bilgiler yeterli değildir (Rabel ve ark. 2019).

Son zamanlarda, restorasyonlarını estetik özelliklerini daha da iyileştirmek için çok tabakalı zirkonya sistemleri geliştirilmiştir. Çok tabakalı zirkonya tasarımı,

doğal dişlerde gözlenen ton geçişini taklit etmeyi amaçlamaktadır: bir kronun en translusens alanı insizalidir, kroma ve opasite gingival bölgeye giderken artar.

Dental pazardaki ilk çok tabakalı zirkonya sistemi, Katana (Kuraray Noritake, Japonya) idi ve 3 gruptaydı: Ultra Translusens Çok Tabakalı zirkonya (UTML), Süper Translusens Çok Tabakalı zirkonya (STML) ve Çok Tabakalı zirkonya (ML)). Üreticiye göre, bu 3 malzeme tüm monolitik restoratif uygulamaları kapsayabilmektedir. Bu nedenle, Şubat 2015'te dental sektöre ilk girişinden bu yana, bu çok tabakalı monolitik zirkonya sistemi klinisyenler ve araştırmacılar tarafından büyük ilgi görmüştür (Ueda ve ark. 2015, Harada ve ark. 2016, Flinn ve ark. 2017, Putra ve ark. 2017, Camposilvan ve ark. 2018, Inokoshi ve ark. 2018, Pereira ve ark. 2018). Bu 3 grup çok tabakalı zirkonyaların klinik potansiyelini tam olarak kullanabilmek için, yapı-özellik ilişkilerinin kapsamlı bir şekilde anlaşılması son derece önemlidir (Kolakarnprasert ve ark. 2019).

- *Zirkonyum Dioksit Destekli Restorasyonların Üretim Yöntemleri*

Zirkonyum dioksit restorasyonların üretiminde 3 farklı teknik kullanılmaktadır:

1. Eksiltici üretim; presinterize veya tamamen sinterize blokların CAD / CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri kullanılarak mekanik olarak işlenmesine dayanmaktadır (Sundh ve Sjögren 2008, Wang ve ark. 2008). İşleme sürecinde zirkonya yüzeyleri çatlaklara ve kırılmaya karşı savunmasız hale gelen kaba çiziklere veya kusurlara sahip olma eğiliminde olabilmektedir (Denry ve Kelly 2008, Jang ve ark. 2019, Preis ve ark. 2012a, Preis ve ark. 2012b).

2. Eklemeli üretim; oldukça hassas bir üretim yöntemidir (Silness 1970, Silness 1980). Hassas, yüksek kaliteye sahip yüzey ve yüksek baskı hızıyla SLA (stereolitografi) ve DLP (dijital ışık işleme- digital light processing) gibi, eklemeli üretim polimerizasyon süreçlerini kullanmaktadır (Jang ve ark. 2019)

3. yöntem ise her iki yöntemin beraber kullanıldığı kombine üretim sistemidir. Örnek olarak Procera (Nobel Biocare, Goteburg, İsviçre) verilebilir (Abduo ve ark. 2014).

Tam seramik restorasyonları üretmek için bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) sistemlerinin kullanımı hızla artmaktadır. Bu teknolojinin amacı, hem geleneksel yöntemlere kıyasla daha kısa sürede daha yüksek mekanik özelliklere sahip restorasyonlar üretmek hem de dental restorasyonlar için yeni malzeme ve sistemler üretmektir (Liu 2005, Miyazaki ve ark. 2009). CAD / CAM ile Y –TZP materyalinden tam seramik altyapılarının üretimi, mükemmel biyouyumluluk, düşük plak birikimi, iyi mekanik özellikler ve yüksek marjinal doğruluk gibi benzersiz özellikler sunması nedeniyle artık çok yaygındır (Bachhav ve Aras 2011, Contrepolis ve ark. 2013). Yanlış marjinal uyum restorasyon ve prepare diş arasında bir boşluk oluşturmakta ve bu da yapıştırma ajanının çözünmesini hızlandırmaktadır (Jacobs ve Windeler 1991). Sürecin devamında ise oral bakteriler ve gıda kalıntıları bu alanda birikerek marjinal renklenmeye, ikincil çürüklere, pulpal lezyonlara, postoperatif hassasiyete ve periodontal rahatsızlıklara yol açmaktadır (Björn ve ark. 1970, Bergenholtz ve ark. 1982, Heintze 2007) McLean ve von Fraunhofer (1971), maksimum marjinal açıklığın kabul edilebilir sınırını 120 µm olarak tavsiye ederken CAD / CAM restorasyonlarında bu değerlerin çoğunun 120 µm'dan az veya eşit olduğu bildirilmiştir (Contrepolis ve ark. 2013, Torabi ve ark. 2015). İnsan hataları ve malzeme kusurlarını azaltabilmek için, kabul edilebilir marjinal aralığın 100 µm 'dan az olması tavsiye edilmektedir (Euán ve ark. 2014).

2.3 *Tam Seramik Restorasyonlar İçin Diş Preperasyonu*

2.3.1 *Preparasyon Prensipleri*

Tam kron preperasyonu, klinik pratikte bazı biyomekanik, fizyolojik ve estetik ilkelere göre tüm dişhekimleri tarafından doğru şekilde yapılması gereken yaygın uygulanan bir işlemdir (Stern ve Grajower 1975, Rosella ve ark. 2016). Diğer insan dokularının aksine, diş dokuları rejeneratif kapasiteye sahip olmadığından, diş preperasyonu maksimum dikkatle yapılmalıdır. Bu ilkelere uygun yapılan doğru preperasyon, restorasyonun diş ve periodontal dokularla doğru uyum içinde olmasını sağlar (Stern ve Grajower, 1975).

Goodacre (2004) preperasyon rehberi olarak; 1) Total Okluzal Açığı, 2) Okluzoservikal veya İnsizoservikal Boyut, 3) Okluzoservikal Boyutun Fasiolingual

Boyuta Oranı (OS/FL), 4) Prepare Dışın Çevresel Formu, 5) Uniform bir Redüksiyon, 6) Redüksiyon Derinliği, 8) Bitim Çizgisinin Yeri, 9) Bitim Çizgisinin Formu parametrelerine dikkat çekerken; Rosenstiel ve ark. (2006), diş preparasyon prensiplerini 1) Biyolojik, 2) Mekanik, 3) Estetik Parametreler olmak üzere 3 farklı başlık altında kategorize etmekte ve optimal restorasyonun ancak bu üç parametrenin hepsinin birlikte sağlanmasıyla mümkün olacağını savunmaktadır.



Şekil 2. 3 Rosenstiel' a göre Preparasyon Prensipleri

Shillingburg ise Sabit Protezlerin Temelleri (1997) kitabında preparasyon prensiplerini şu şekilde maddelemektedir:

a) *Diş Yapısının Korunması*

Bir restorasyon kayıp diş yapısını yerine koyarken, kalan diş yapısını da korumalıdır. Diş yapısının tüm yüzeyleri, kolaylık veya hız adına gereksiz yere freze edilmemelidir (Shillingburg 1997).

b) *Tutuculuk(Retansiyon) ve Direnç(Rezistans)*

Tutuculuk (retansiyon), restorasyonun giriş yolu boyunca veya diş preparasyonun uzun eksenli boyunca yerinden çıkmasını önlerken direnç (rezistans), restorasyonun apikal veya oblik yöndeki kuvvetler tarafından yerinden oynamasını ve okluzal kuvvetler altında restorasyonun hareketini önler (Shillingburg 1997).

Tutuculuğun temel elemanı, aynı preparasyonda olan iki karşılıklı vertikal yüzeydir. En retantif preparasyon, paralel duvarlı bir preparasyondur (Shillingburg 1997). Sadece bir giriş yolu olduğunda maksimum tutuculuk elde edilmektedir (Reeves 1991). Aksiyal duvar, restorasyonun yer değiştirmesini engellediğinden, bu duvarın uzunluğu ve eğimi, devrilme kuvvetlerine karşı direnç faktörü haline gelmektedir (Shillingburg 1997).

c) *Yapısal Dayanıklılık*

Bir restorasyonun dayanıklı olabilmesi için yeterli kalınlığa sahip olması gerekmektedir.

- *Okluzal redüksiyon:* Restorasyona yeterli miktarda mukavemet sağlamak için gerekl okluzal mesafe altın alaşımları için 1,5 mm, metal-seramik ve tam seramik restorasyonlar için 2.0 mm' dir (Shillingburg 1997).
- *Fonksiyonel cusp bizotajı:* Maksiller palatal cuspların palatal eğimlerinde ve mandibular bukkal cuspların bukkal eğimlerinde geniş bir eğim, ağır okluzal yük altındaki okluzal temas alanında yeterli miktarda kalınlık sağlamaktadır (Shillingburg 1997).
- *Aksiyal redüksiyon:* Yetersiz aksiyal preperasyon üzerine normal restorasyonlar yapıldığında, distorsiyona maruz kalacak ince duvarlar yapılmış olacaktır (Shillingburg 1997).

d) *Periodonsiyumun Korunması*

Bitim sınırlarının yerleşimi, bir restorasyonun üretim kolaylığı ve nihai başarısı üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir. En iyi sonuçlar, mümkün olduğunca pürüzsüz ve kolay temizlenebilecek şekilde açıkta olan mümkün olduğunca mineye yerleştirilen marjinlerden beklenebilir. Geçmişte, geleneksel konsept, subgingival sulkusun çürüksüz olduğu yanlış kavramına dayanarak marjinleri olabildiğince subgingivale yerleştirmek esasına dayanmaktaydı. Rutin olarak marjinleri subgingivale yerleştirme uygulaması artık kabul edilmemektedir (Shillingburg 1997) çünkü subgingival restorasyonlar periodontitiste önemli bir etiyolojik faktör olarak tanımlanmıştır (Silness 1970, Reeves 1991). Restorasyon marjini dişeti sulkusunda ne kadar derinde olursa, inflamatuvar yanıt o kadar büyük olmaktadır (Karlsen1970, Silness 1980, Jameson ve Malone 1982).

Bitim sınırlarının yerleşiminin ideal yerlerden taşınması için çürükler (Larato 1969, Gardner 1982), önceki restorasyonlar (Larato 1969), travma (Larato 1969) veya estetik (Larato 1969, Gardner 1982) gibi bazı sebepler olabilir. Bitim sınırlarının alveolar krete 2,0 mm'den daha yakın yerleştirilmesi gerekiyorsa, ki bu mesafe epitelyal ve bağ doku bağlantısının birleşim boyutudur, dikkatli olunmalıdır (Shillingburg 1997). Bu alana bir restorasyon marjininin yerleştirilmesi, biyolojik genişliğin ihlal edilmesi demek olduğundan muhtemelen dişeti iltihabı, alveoler kret yüksekliği kaybı ve periodontal cep oluşumu ile sonuçlanacaktır (Ingber ve ark. 1977)

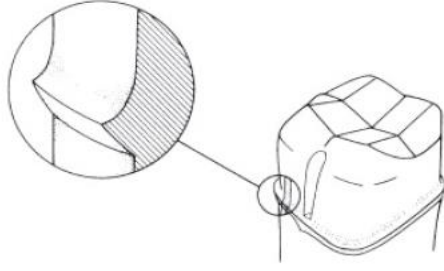
e) *Marjinal Bütünlük*

Preparasyonun bitim sınırı, restorasyon marjinde restoratif materyalin şeklini ve kalınlığını belirlemektedir. Ayrıca marjinal adaptasyonu etkilemektedir (Shillingburg 1997). Christensen (1966) deneyimli restoratif dişhekimlerinin subgingival marjinlerde 120 µm' a kadar marjinal kusurları kaçırabildiğini göstermiştir.

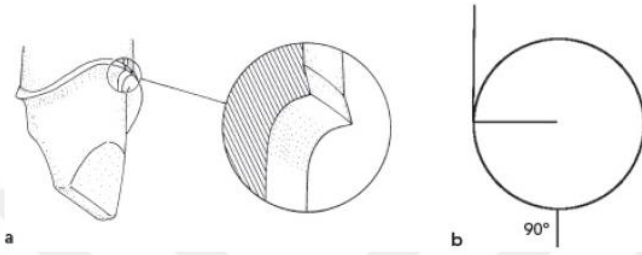
- *Marjinal Bitim Sınırı/ Basamak Dizaynı*

Metal veneer restorasyonlar için tercih edilen gingival bitim sınırı, en az stress yaratması ve böylece simanın daha az başarısızlık eğilimi göstermesi sebebiyle chamfer basamaktır (Farah ve Craig 1974).

Derin chamfer geniş çapta yuvarlatılmış iç açıyla 90 derece kavosurface açısı sağlamak için yapılır. Kurvatürün yarıçapı aksiyal redüksiyonun derinliğine eşittir. Bu bitim sınırı yuvarlatılmış uçlu açılı bir frez ile yapılır fakat tecrübesiz operatörlerin elinde istenmeyen kırılğan mine kenarları kalabilir ve bu kırılğan mine restorasyonun simantasyonu sırasında veya sonrasında çok kolay kırılabilir. Derin chamfer seramik kron için konvansiyonel chamferdan daha iyi desteklik sağlasa da shoulder kadar iyi desteklik sağlayamaz. Metal restorasyonlar için derin chamfer basamak sınırına bizotaj eklenebilir (Shillingburg 1997).

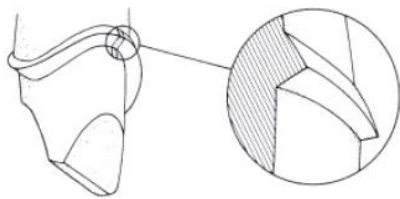


Şekil 2. 4 Chamfer basamak dizaynı (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.)



Şekil 2. 5 a) Deep chamfer dizayn b) 90 derecelik sınır oluşturma (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.)

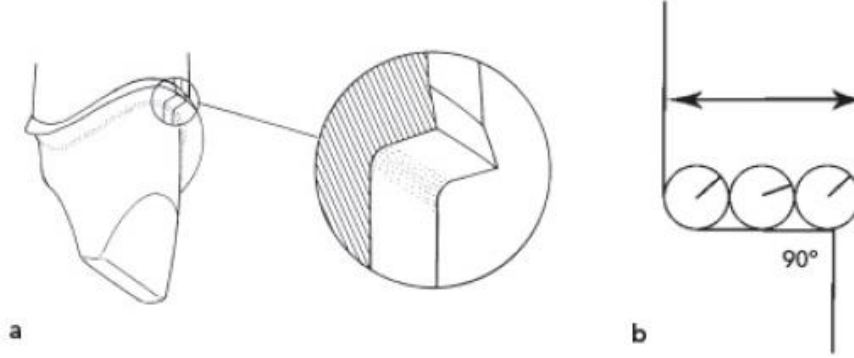
Klasik shoulder, tam seramik kronlar için uzun süredir tercih edilen bitiş çizgisiydi. Geniş basamak sınırı oklüzal kuvvetlere karşı direnç sağlar ve porseleni kırabilecek stresleri en aza indirir. Restorasyonun optimal konturları ve maksimum estetik için yeterli alan sağlar. Bununla birlikte, diğer bitim çizgilerinden daha fazla diş yapısının kaldırılmasını gerektirir. Klasik shoulderın keskin, 90 derecelik iç açısı dişteki stresi yoğunlaştırır ve diş koronal kırığa yatkın hale getirir. Shoulder basamak genellikle döküm metal restorasyonlar için kullanılmaz (Shillingburg 1997).



Şekil 2. 6 Shoulder basamak (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.)

Radyal shoulder, shoulder basamağın değiştirilmiş bir şeklidir. Kavosurface açısı 90 derecedir ve basamak genişliği yuvarlak iç açı ile hafifçe azaltılmıştır. Kurvatürün yarıçapı, aksiyal redüksiyon derinliğinin dörtte bir ile beşte birine eşittir. Dişteki stres konsantrasyonu klasik shoulderdan daha azdır ve seramik restorasyon

duvarları için destek iyidir. Bununla birlikte, radyal shoulderdaki preparasyon miktarı, klasik shoulderdan daha az değildir. Derin chamfer basamak, radyal shoulderdan yaklaşık % 7 daha az stres üretir (Shillingburg 1997).



Şekil 2. 7 a) Radyal shoulder dizayn b) 90 derecelik sınır oluşturma (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.)

Bizotajlı shoulder, inlay ve onlaylerin proksimal boxlarında, onleylerin oklüzaldeki basamaklarında ve mandibular $\frac{3}{4}$ kronlarda basamak şekli olarak kullanılır. Bu tasarım, dişeti estetiğinin kritik olmadığı metal-seramik restorasyonların fasiyal yüzlerinde bitiş çizgisi olarak da kullanılabilir. Aynı zamanda son derece kısa duvarlı preparasyonlar için iyi bir bitiş çizgisidir, çünkü aksiyal duvarları neredeyse paralel hale getirmeyi kolaylaştırır (Farah ve Craig 1974, Shillingburg 1997).

Sonuncu bitim sınırı, metalin marjinde sivri kalmasına sebep olan knife edge basamaktır. Ne yazık ki, kullanımı sorun yaratabilir çünkü kesim dikkatli yapılmadığında, redüksiyon belirli bir bitiş çizgisinde sonlanmaz ve basamak kaybolabilir. Bu bitiş çizgisine oturan restorasyonun ince kenarının hassas bir şekilde mumlanması ve dökülmesi zor olabilir. Döküm ağızda, oklüzal kuvvetlere maruz kaldığında distorsiyona da daha duyarlıdır (Shillingburg 1997).

Bitim Sınırı	Avantajlar	Dezavantajlar
Chamfer*	Minimal diş dokusu kaybı Minimal stress	Azalmış kron dayanıklılığı (seramiklerde) Kötü estetik (seramiklerde)
Derin chamfer	Orta derecede diş dokusu kaybı Dişte minimal stress	Azalmış kron dayanıklılığı Potansiyel lip oluşumu
Klasik shoulder*	Maximum estetik Maksimum kron dayanıklılığı Overkonturu önler	Maksimal diş dokusu kaybı Dişte maksimal stress
Radial shoulder	Maksimal estetik Çok iyi kron dayanıklılığı Klasik shoulderdan daha az stress	Diş dokularının tahribi Chamferden daha fazla stress
Bizotajlı radial shoulder	Çok iyi kron dayanıklılığı Klasik shoulderdan daha az stress	Diş dokularının tahribi Chamferden daha fazla stress Kötü estetik (metal yaka gerektirir)
Knife edge*	Minimal diş dokusu kaybı	Overkontur (seramiklerde) Kötü estetik Daha zayıf kron marjini

Tablo 2. 3 Sıklıkla kullanılan marjinal bitim sınırlarının avantaj ve dezavantajları (Shillingburg 1997' den değiştirilerek alınmıştır.), (Bizim de çalışmamızda kullandığımız marjin tipleri * ile işaretlenmiştir.)

Tüm bu prensiplerin ötesinde, preparasyon tasarımını yönlendiren çürük varlığı gibi dişin durumu, estetik ve fonksiyonel yönleri, dişin oryantasyonu, oklüzyonun rekonstrüksiyonu ve hasta arzuları gibi önemli klinik kriterler de mevcuttur (Edelhoff ve Sorensen 2002). In vitro araştırmalar, yüksek elastik modüllü bir destek yapısının tam seramik kuronların mukavemetini arttırdığını göstermiştir; bu nedenle preparasyondan sonra kalan dentin kalınlığı restorasyonun ortalama ömrünü etkileyebilmektedir (Scherrer ve de Rijk 1993).

Tam seramik restorasyonlar için diş preparasyonu konusunda bir çok çalışma yapılmıştır. Maksimum 10 derecelik konverjans açısına sahip sadece 0,8 mm derinliğinde bir chamfer bitiş çizgisinin, ısıyla preslenmiş cam-seramik kronlar için kolay ve minimal travmatik bir tam kron preparasyonu olduğunu gösteren çalışmalar olduğu gibi (Edelhoff ve ark. 2000) 1.0 ila 1.3 mm veya 1.2 ila 1.5 mm

derinliğindeki shoulder marjine sahip aynı seramik kronlarda da restorasyonun ömrü açısından herhangi bir fark bulunamamıştır (Fradeani ve Aquilano 1997, Lehner ve ark. 1997, Sorensen ve ark. 1998).

Seramik malzemeler, adeziv simantasyon teknikleri alanlarındaki gelişmeler ve mineye bondingin artık güvenilir olması, preparasyon tasarımı için önemli bir konu haline gelerek (Crispin 1993) tam seramik kronların kullanımını arttırmış ve konservatif preparasyon tasarımlarını kolaylaştırmıştır (Edelhoff ve Sorensen 2002). Edelhoff ve arkadaşları farklı restorasyon tipleri için gerekli preparasyon miktarını araştırdıkları çalışmalarında; tam seramik kron preparasyonun, metal seramik kronlara göre yaklaşık % 11 daha az invaziv olduğu sonucuna varmışlardır (Edelhoff ve Sorensen 2002).

Beuer ve ark. yttria stabilize zirkonyadan üretilen tek molar kron altyapılarında (Beuer ve ark. 2008), shoulder basamak preparasyonu yapılan örneklerde önemli ölçüde daha yüksek bir kırılma mukavemetine ulaşıldığını göstermiştir. Bunun muhtemel nedeni, oklüzal kuvvetlerin çevresel shoulder basamak tarafından da taşınması ve aksiyal duvarlarda diğer preparasyonlara kıyasla daha az stres yoğunluğu oluşmasıdır. Bununla birlikte, knife edge preparasyonda da sonuçlar shoulderdan önemli ölçüde farklı değildi. Knife edge preparasyonun olumlu sonuçları yükleme sırasındaki stres dağılım paterni ile açıklanabilir. Kopingteki yük arttığında, coping marjin tarafından durdurulmadığı için dayın aksiyal duvarı üzerinde aşağı doğru kayabilir. Bu da copingin oklüzal yüzeyinde bir stres konsantrasyonuna sebep olmaktadır (Beuer ve ark. 2008). Bununla birlikte, periodontal bakış açısından, knife edge basamak dizaynını çağ dışı bulan yazarlar da bulunmaktadır (Lang 1995). Aynı çalışmada Beuer ve ark. zirkonya destekli restorasyonlar için shoulder basamak preparasyonunun hem mekanik hem de periodontal bakış açısından önerilen preparasyon tasarımı olduğunu, daha az invaziv bir preparasyon tasarımı olarak hafif chamfer basamağın önerilen seçenek olacağını ve derin ve keskin chamfer basamağın bu restorasyonlar için önerilmediğini bildirmişlerdir (Beuer ve ark. 2008). Bizler de şimdiki çalışmamızda en çok tercih edilen 3 basamak tipini (feather edge/knife edge, chamfer, shoulder) incelemeye aldık.

Monolitik restorasyonlar, veneer materyali için ekstra bir yer ihtiyacı olmadığından ve monolitik zirkonya kronların kırılma direnci hem metal seramik, hem veneerli zirkonya hem de monolitik lityum disilikat kronlardan daha fazla olduğu için minimal diş preperasyonu yeterlidir (Johansson ve ark. 2014, Sun ve ark. 2014). Yapılan in vitro çalışmalara göre 0,5 mm duvar kalınlığına sahip monolitik zirkonya kronlar 1,5 mm kalınlığa sahip monolitik lityum disilikat kronlardan daha yüksek kırılma direncine sahiptir (Nakamura ve ark. 2015). Ayrıca CAD/CAM teknolojisiyle hassas bir şekilde kazınabilen full kontur monolitik kronlar, klinisyene bu konuda da avantaj sağlayacaktır. Monolitik zirkonya kronlar için minimum 1mm duvar kalınlığı sağlayacak bir preparasyon yeterli olacaktır (Konstantinidis ve ark. 2018).

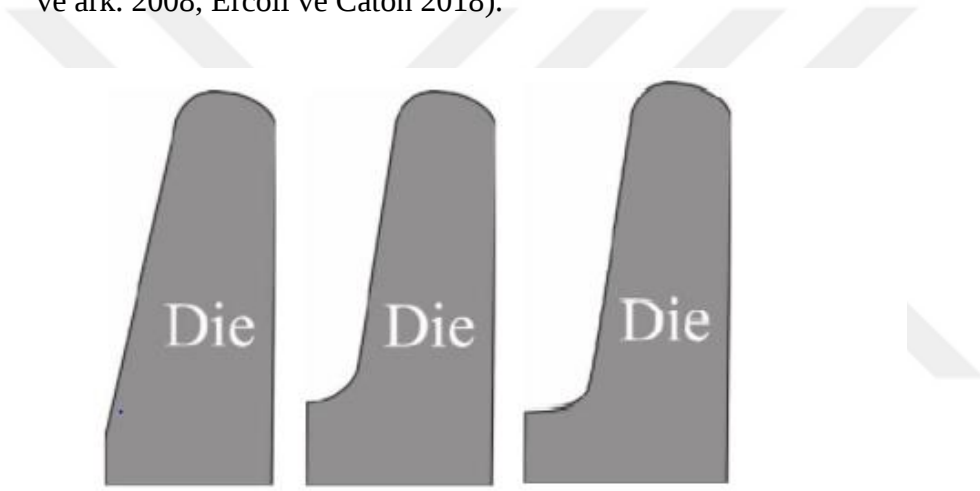
Mevcut çalışmalarda veneerlenmiş zirkonya restorasyonlar için ise 1,5-2 mm' lik okluzal, 1-1,5 mm' lik aksiyal redüksiyon, 1,5 mm' lik insizal redüksiyon ve tercih edilen marjinal bitim sınırına göre 1 mm' lik horizontal marjinal redüksiyon veya 0,5 mm subgingival alana taşınmış vertikal marjinal redüksiyon olmak üzere standardize preparasyonlar önerilmiştir (Raigrodski ve ark. 2012b, Paniz ve ark. 2017, Cagidiaco ve ark. 2019).

2.3.2 Marjinal Bitim Tipinin Periodontal Dokular Üzerine Etkileri

Kron veya köprü restorasyonlarının periodontal dokular üzerindeki etkileri değerlendirildiğinde; sorun yaratabileceğini düşündüren mevcut eski çalışmalara rağmen (Valderhaug ve ark. 1993, Giollo ve ark. 2007) daha yeni çalışmalar, periodontal bozulmaya değil, esas olarak enflamasyon üzerine yoğunlaşmıştır (Felton ve ark. 1991, Valderhaug ve ark. 1993, Sjögren ve ark. 1999, De Backer ve ark. 2006). Bununla birlikte, bir dental protezin başarısı, restorasyonun zaman içinde, herhangi bir hastalığa neden olmadan yerinde kalabilmesiyle mümkündür (Brunsvold ve Lane 1990, Odman ve Andersson 2001, Reitemeier ve ark. 2002, Al-Wahadni ve ark. 2006). Bu nedenle protezin çevresindeki periodonsiyumun değerlendirilmesi özellikle olumsuz durumlar için risk göstergelerini belirlemeye çalışmak açısından büyük önem taşımaktadır. Periodontal dokuların değerlendirilmesi supragingival ve subgingival plak ile ilgili parametrelerle yapılabilmektedir. Klinik olarak plak indeksleri ve marjinal dişeti iltihabı supragingival biyofilm birikimi ile ilgili iken

sondalanabilir cep derinliği ve klinik ataçman seviyesi subgingival biyofilm ile ilgilidir (Giollo ve ark. 2007).

Marjinal bitim sınırı, prepare aksiyal diş yüzeyini diğer preparasyonsuz diş yüzeyinden ayıran son kenar boşluğu olarak tanımlanmıştır. Bu bitim sınırı, vertikal (feather edge) veya horizontal (chamfer veya shoulder) bir preparasyonla oluşturulabilmektedir. Vertikal preparasyonda bitim sınırı belirli bir sınır değildir çünkü preparasyon sonucu ortaya çıkan vertikal yüzey preparasyonun bitim marjiniştir. Horizontal preparasyonda ise bitim sınırı yataydır, keskin ve net bir bitim sınırı mevcuttur (Cagidiaco ve ark. 2019). Bununla birlikte, klinik çalışmalarda belirli bir bitim sınırının diğerine üstünlüğü konusunda kesin bir kanıt yoktur (Beuer ve ark. 2008, Ercoli ve Caton 2018).



Şekil 2. 8 Feather-Edge Preparasyon (Vertikal Preparasyon), Chamfer Preparasyon (Horizontal Preparasyon) ve Shoulder Preparasyon (Horizontal Preparasyon) (Beuer ve ark. (2008) 'nın çalışmasından değiştirilerek alınmıştır.)

Bitim sınırlarının yerleşimi, bir restorasyonun üretim kolaylığı ve nihai başarısı üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir. En iyi sonuçlar, mümkün olduğunca pürüzsüz ve kolay temizlenebilecek şekilde açıkta olan mümkün olduğunca mineye yerleştirilen marjinlerden beklenebilir. Geçmişte, geleneksel konsept, subgingival sulkusun çürüksüz olduğu yanlış kavramına dayanarak marjinleri olabildiğince subgingivale yerleştirmek esasına dayanmaktaydı. Rutin olarak marjinleri subgingivale yerleştirme uygulaması artık kabul edilmemektedir (Shillingburg 1997). Subgingival restorasyonlar periodontitiste önemli bir etiyolojik faktör olarak tanımlanmıştır (Silness 1970, Reeves 1991). Restorasyon marjini dişeti sulkusunda ne kadar derinde olursa, inflamatuvar yanıt o kadar büyük olmaktadır (Karlsen1970, Silness 1980, Jameson ve Malone 1982). Richter ve Ueno (1973) da, marjinin

mümkün olduğunda supragingival seviyede olmasını tavsiye etmişlerdir. Ayrıca Koth (1982), iyi bir oral hijyen motivasyonu almış, seçilmiş bir hasta popülasyonunda marjin yeri ve dişeti sağlığı arasında bir bağlantı bulamamıştır. Bu sonuç, oral hijyenine önem veren koopere bir hastaya tecrübeli bir diş hekimi tarafından yapılan restorasyonun marjin konumunun çok önemli olmadığı sonucunu desteklemektedir. Bununla birlikte, subgingival marjinleri değerlendirmek çok zor olabilir.

Subgingival olarak yerleştirilen marjinler, bakteriyel plak iyi kontrol edilse bile olumsuz inflamatuvar periodontal reaksiyonları teşvik edebildiğinden (Bader ve ark. 1991, Padbury ve ark. 2003) özellikle feather-edge bitim sınırı seçildiğinde hassas bir çalışma gerekmektedir (Paniz ve ark. 2017). Bu marjin tasarımı yumuşak doku stabilitesini kolaylaştırabilir ancak hastayı dişeti iltihabı riskinde artışa maruz bırakabilmektedir (Paniz ve ark. 2017). Feather- edge preparasyonda artmış sondlamada kanama, derin chamfer preparasyon ise iyileştirilmiş hasta konforu ile birlikte artmış dişeti çekilmesi kaydedilmiştir (Paniz ve ark. 2017). Subgingival marjine sahip restorasyonlar sıklıkla net olmayan marjin sınırları (Waerhaug ve Philos 1968, Silness ve Hegdahl 1970), overkonturlu yüzeyler (Perel 1971, Weisgold 1977), bozulmuş oral hijyen (Marcum 1967, Newcomb 1974), subgingival plağın artmış patojenitesi (Flores-de-Jacoby ve ark. 1989) ve biyolojik genişliğin ihlali (Maynard ve Wilson 1979, Nevins ve Skurow 1984) ile ilişkilendirilmiştir (Paniz ve ark. 2017). Ayrıca subgingival marjinler etrafında lokalize gingival inflamasyon, artmış Plak İndeksi ve Gingival İndeks, artmış cep derinlikleri, supragingival marjinlere kıyasla sondlamada daha fazla kanama (Valderhaug ve Birkeland 1976, Orkin ve ark. 1987, Gemalmaz ve Ergin 2002) ve artmış ataçman kaybı (Koke ve ark. 2001, Giollo ve ark. 2007) kaydedilmiştir (Bader ve ark. 1991, Lindhe 1983, Padbury ve ark. 2003). Paniz ve ark. (2017) subgingival seviyede yaptıkları preparasyonlardan feather edge grubunda chamfer grubuna göre daha fazla alanda sondlamada kanama görmüşlerdir fakat her iki grupta da 6 aylık takipte başlangıca göre sondlamada kanama, gingival enflamasyon, sondlanabilir cep derinliği, Gingival İndeks ve Plak İndeksi değerleri anlamlı derecede artmıştır (Paniz ve ark. 2017). Cagidiaco ve ark. (2019) nın çalışmasına göre ise interproksimal seviyedeki sondlamada kanama değerleri, preparasyon tipine ve kemik tepesi- kron marjini arasındaki mesafeye önemli ölçüde bağlıken, diş tipinin sondlamada kanama

değerleri üzerinde bir etkisi yoktu (Cagidiaco ve ark. 2019). Tanner ve ark. (2018) ise çalışmalarında, tercih edilen marjinal bitim sınırını bildirmediikleri halde aynı preparasyonların yapıldığı abutment dişlerden, köprü ayağı olan dişlerin kron ayağı olanlardan anlamlı derecede daha yüksek sondlamada kanama değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir (Tanner ve ark. 2018). Aynı çalışmada bunun nedeni olarak ise konnektör bölgesinde gingival embrasür alanının ihlali olduğu savunulmaktadır.

Peridontal açıdan bu olumsuzluklarla birlikte subgingival marjinlerin endike olduğu; mevcut subgingival restorasyonlar, çürük, kırık diş, abfraksiyon, aşınma, kimyasal erozyon, renklenmiş diş veya tutuculuğu, direnci ve ferrule etkisini artırma ihtiyacı, gibi klinik durumlar da mevcuttur (Larato 1969, Gardner 1982, Chiche ve Pinault 1994, Goodacre ve ark. 2001, Tan ve ark. 2005). Subgingival olarak yerleştirilmiş marjinler restorasyonun estetiği üzerinde daha iyi bir kron konturuna, daha iyi çıkış profiline ve daha doğal dişeti dokusuna katkıda bulunması sebebiyle de avantaja sahiptir (Rufenacht ve Berger 1990, Kois ve Spear 1992, Loi I ve Di Felice 2013). Sondlama cep derinliği minimum olan sağlıklı bölgelerde, dişeti sulkusunun içine giren kısmı 0,5 ila 0,7 mm olacak şekilde minimize ederek biyolojik ataçmanı ihlal etmemek önemlidir (Gargiulo ve ark. 1961, Waerhaug ve Philos 1968, Maynard ve Wilson 1979, Vacek ve ark. 1994). Bitim sınırlarının alveolar krete 2,0 mm'den daha yakın yerleştirilmesi gerekiyorsa, ki bu mesafe epitelyal ve bağ doku bağlantısının birleşim boyutudur, dikkatli olunmalıdır (Shillingburg 1997). Bu alana bir restorasyon marjininin yerleştirilmesi, biyolojik genişliğin ihlal edilmesi demek olduğundan muhtemelen dişeti iltihabı, alveoler kret yüksekliği kaybı ve periodontal cep oluşumu ile sonuçlanacaktır (Waerhaug ve Philos 1968, Ingber ve ark. 1977, Nevins ve Skurow 1984, Miller 1985, Müller 1986, Kao ve Pasquinelli 2002).

Literatürde marjinal bitiş çizgisi formu ile ilgili farklı endikasyonlar tanımlanmışsa da sonuç olarak seçim kriterleri hekimin kişisel tercihi, marjinal bitimi oluşturabilme kolaylığı, estetik ve yapılacak restorasyonun tipine dayanmaktadır (Goodacre ve ark. 2001).

2.4 *Restorasyonların Klinik Değerlendirilmesinde Kullanılan Sistemler*

Restoratif prosedürlerin ve dental materyallerin klinik olarak etkili bir şekilde değerlendirilme çabası, çeşitli değerlendirme kriterlerinin geliştirilmesine sebep

olmuştur. Bu değerlendirme yöntemleri (a) klinik olarak anlamlı kriterlerin seçilmesi, (b) basit nominal skalalar kullanılarak değerlendirme, (c) değerlendiricilerin kalibrasyonu, (d) iki bağımsız değerlendirme ve (e) bağımsız değişken olarak restorasyonu değil hastayı tanıyan parametrik olmayan istatistiksel analiz kriterlerini kapsamalıdır (Bayne ve Schmalz 2005).

2.4.1 *Periodontal Değerlendirme İçin Kullanılan İndeksler*

Periodontal sondlama, periodontal lezyonların varlığını ve ciddiyetini belirlemek için kullanılan tanı araçlarından biri olmuştur ve olmaya devam etmektedir. Sulkus ve cep derinliklerini tahmin etmek için bir araç olarak kullanılan periodontal sond, gingival enflamasyonu ve dental plağı ölçmek (Silness ve Loe 1964) ve alveolar krestin seviyesini tahmin etmek için kullanılmıştır (Loe ve Silness 1963). Sondlama sırasında ölçülen cep derinlikleri, periodontal dokuların zaman içerisinde ilerleyen yıkımı ile karakterize olan kronik periodontitisin teşhisi için de önemli verilerdir. Çünkü bu patolojik sürecin ayırt edici özelliklerinden biri, bariz inflamatuvar değişikliklere ek olarak, zamanla bir periodontal cebe, yani patolojik olarak derinleşmiş bir sulkusa dönüşen diş eti sulkusudur (Listgarten 1980).

Düşük sondlama derinliği ölçümlerinin varlığı (0-2 mm), sement dokusuna giren en koronal bağ dokusu lifleri ile gingival marjin arasındaki mesafenin az olduğunu gösterir, bu normal durumla uyumludur. Bu bilgi, klinik olarak bir periodontal durum tahminine ulaşabilmek için diğer bilgilerle (gingival enflamasyon derecesi, çekilme vb.) ilişkilendirilmelidir. Özellikle tedavi edilmemiş bir ağızda yüksek sondalama derinliği ölçümleri (7 mm), çeşitli derecelerde enflamasyon ve alveolar kemik kaybı olan ceplerin varlığını düşündürmektedir. Ara sondalama derinliği kayıtları (3-6 mm), nispeten sık veya derinleşmiş sulkuslar ve çeşitli derecelerde enflamasyon ve kemik kaybı ile ilişkili olabilir. Mekanik debridmanla birlikte özenli bir ağız hijyeni, ara derecedeki sondlama derinliği ölçümlerini rutin önleyici seanslarla korunabilir bir düzeye indirmek için yeterli olabilmektedir (Listgarten 1980).

Kanama İndeksi (Kİ), gingival sağlığın önemli göstergelerinden birisidir. Sondlama sırasında görülen dişeti kanaması (Sondlamada Kanama- SK), gingival enflamasyon ve plak indeksi ile ilişkilidir. Kolaylıkla ülsere olabilen sulkuler epitel,

plağa bağlı enflamasyona işaret eder ve sondlama sırasındaki kanamanın birincil nedenidir (Suzuki ve Misch 2018).

Gingival İndeks (Gİ) sistemini oluşturmanın temel amacı, dişeti durumunun değerlendirilmesi için, diş eti kalitesi (lezyonun şiddeti) ve yeri (miktar) (bukkal, mezial, distal, lingual) açıkça tanımlanabilen bir sistem sunmaktır. Gingival İndeks kriterleri tamamen dişeti yumuşak dokusundaki kalitatif değişikliklerle sınırlıdır. Dişin dört dişeti alanının her birine (bukkal, lingual, mezial, distal) 0 ila 3 arasında bir puan verilir; toplam skorun 4 e bölünmesiyle o dişe ait gingival indeks skoru elde edilmektedir (Loe ve Silness 1963).

Gingival İndeks Kriterleri (Løe ve Silness)	
0	Normal gingiva
1	Hafif enflamasyon- hafif renk değişikliği, hafif ödem. Sondlamada kanama yok
2	Orta derecede enflamasyon- kırmızılık, ödem ve parlaklık. Sondlamada kanama var
3	Ciddi enflamasyon- belirgin kıvrıklık ve ödem. Ülserasyon. Kendiliğinden kanama eğilimi var

Tablo 2. 4 Gingival İndeks Kriterleri (Løe ve Silness)

Plak İndeksi (PI) ise yumuşak debris birikim miktarı ve yeri konusunda net bir bilgi sunulması gerekliliğine dayanmaktadır. Bu sistemi tanıtmak için amacı aynı zamanda Gingival İndekse tam olarak uyan bir Plak İndeksi oluşturmak (Silness ve Loe 1964).

Plak İndeksi Kriterleri (Løe ve Silness)	
0	Gingival bölgede plak yok
1	Serbest diş eti kenarı ve dişin bitişik bölgesine yapışan bir plak filmi. Plak sadece diş yüzeyi boyunca bir sonla kontrol edildiğinde fark edilir.
2	Diş eti cebinde, diş eti marjinde ve / veya bitişik diş yüzeyinde çıplak gözle görülebilen orta düzeyde yumuşak birikintilerin birikmesi.
3	Diş eti cebinde ve/ veya diş eti marjinde ve bitişik diş yüzeyinde yumuşak madde bolluğu.

Tablo 2. 5 Plak İndeksi Kriterleri

2.4.2 Protetik Değerlendirmeler İçin Kullanılan İndeksler

1960'lerden itibaren dental restorasyonların standartlaştırılmış bir şekilde klinik olarak değerlendirilmesine duyulan ilgiyle beraber ilk olarak Ryge veya USPHS Kriterleri Sistemi yayınlanmıştır. Bu sistem dental restoratif materyallerinin çağdaş klinik değerlendirmelerinde neredeyse evrensel olarak benimsenmiştir (Randall ve Wilson 1999).

- *USPHS Kriterleri*

USPHS kılavuzları, (a) herhangi bir klinik araştırma için ölçülecek temel ağız içi parametreleri tanımlayan, (b) değişimin temel klinik aşamalarını tanımlayan veya sıralayan ve (c) bir kalibrasyon sistemi sağlayan bir “klinik değerlendirme basamakları sistemi” olarak mevcuttur (Bayne ve Schmalz 2005).

Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA) tarafından adeziv sistemler ve posterior kompozitler gibi klinik çalışma prosedürleri için düzenlenen ADA Kabul Programı Kılavuzları (ADA Council on Scientific Affairs 1989, 1996, 1998a, 1998b, 2001a, 2001b), klinik performansla ilgili temel olarak USPHS kategorilerine dayanmaktadır (Bayne ve Schmalz 2005).

Bu sisteme göre restorasyonlar “Klinik olarak kabul edilebilir” veya “Klinik olarak kabul edilemez” olarak 2 ana grup olarak değerlendirilmektedir. “Klinik olarak kabul edilebilir” derecelendirme, "ideal" (Alfa) ve "kabul edilebilir" (Bravo) olarak puanlanırken, “çevre dokulara gelecek hasarı önlemek için değiştirilmesi gereken restorasyonlar” (Charlie) veya “derhal değiştirilmesi gereken restorasyonlar” (Delta) ise “Klinik olarak kabul edilemez” derecelendirme olarak puanlanmaktadır (Randall ve Wilson 1999).

Çürük gibi bazı kategoriler için ara derecelendirme değeri yoktur. Hastanın ya restorasyon ile ilişkili çürüğü vardır (Delta) ya da yoktur (Alfa). USPHS kategorilerinin hepsinin klinik başarısızlık üzerine etki ağırlıkları eşit değildir. Bu nedenle, sonuçları kategoriler arasında değerlendirmenin pratik bir yolu yoktur (Bayne ve Schmalz 2005). Sonuç olarak USPHS sistemi, restorasyonların başarı düzeyinden ziyade, klinik olarak kabul edilebilirliğini belirlemeye yönelik bir sistemdir (Büyükdere ve Sertgöz 2016).

- *Modifiye USPHS Kriterleri/ Ryge Kriterleri*

Giderek daha fazla klinik çalışmayla beraber, USPHS Kriterlerinin kapsamının genişletilmesi ihtiyacı doğmuş ve parametrelerin sayısı çalışmanın ihtiyaçları doğrultusunda arttırılmıştır. Orijinal beş kategoriye oklüzyon, Kırık, retansiyon, yüzey dokusu, postoperatif hassasiyet, proksimal kontak, oklüzal kontak ve diğerleri gibi parametreler de eklenerek oluşturulan yeni sistem, Modifiye USPHS

Kriterleri olarak tanıtılmıştır. Fakat bu kriterleri kullanan farklı çalışma gruplarından farklı araştırmacılar her zaman aynı parametreleri kullanmamışlardır (Bayne ve Schmalz 2005). Modifiye USPHS kriterleri ile seramik inlaylerin incelendiği 2 farklı çalışmada Gemalmaz ve ark. (2001) anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, marjinal renklenme ve yüzey pürüzlülüğü parametrelerini; Friedl ve ark. (1996) postoperatif hassasiyet, tekrarlayan çürükler, renk uyumu, marjinal renklenme, marjinal uyum, diş kırığı, restorasyon kırığı ve aproksimal kontakt parametrelerini değerlendirmişlerdir. Sailer ve ark.(2018) metal ve zirkonya destekli seramik sabit köprü restorasyonlarıyla yaptıkları çalışmalarında ise altyapı kırığı, veneer kırığı, okluzal aşınma, marjinal adaptasyon, anatomik form ve vitalite parametrelerini değerlendirmişlerdir. Bu yüzden değerlendirilen parametrelerin mevcut makalede açıkça belirtilmesi gerekmektedir. Bu durum günümüzde de hala aynıdır. Son 40 yıl boyunca, bu kriterler birkaç yazar tarafından biraz daha değiştirilerek özel ihtiyaçlara göre ayarlanmış ve kriter listesi daha da genişletilmiştir (Bayne ve Schmalz 2005). Çalışmamızda kullanılan modifiye USPHS kriterleri Tablo 2.6' da gösterilmiştir.

Bu sistem için Alfa ve Bravo derecesi arasındaki geçiş değerleri için belirsiz sınırlar ve bu sistemi kullanan farklı çalışmalar arasındaki karşılaştırmayı engelleyen öznelliğe dayanan puanlama değerleri dezavantaj olabilmektedir (Randall ve Wilson 1999).

	Alfa	Bravo	Charlie	Delta
Anatomik Form	İdeal anatomik şekil, iyi proksimal kontakt	Biraz fazla veya biraz az konturlu, zayıf proksimal kontakt	Bariz fazla veya az konturlu, açık proksimal kontakt	Yeni restorasyon gerekli
Marjinal Adaptasyon	Sond takılmıyor	Sond hafifçe takılıyor ama boşluk yok	Dentin veya sementin açıkta olduğu boşluk mevcut	Yeni restorasyon gerekli
Renk Uyumu	Çok iyi, neredeyse fark edilemiyor	İyi	Hafif değişiklik, gövde veya translusensi	Kabul edilemez
Marjinal Renklenme	Renklenme yok	Hafif renklenmiş yüzey, polisajla düzelebilir	Bariz rengi değişmiş yüzey, polisajla düzeltilemez	Çok yüksek oranda renk değiştirmiş yüzey
Yüzey Pürüzlülüğü	Pürüzsüz yüzey	Hafif düzensiz veya pürüzlü yüzey	Pürüzlü yüzey, tekrar düzeltilemez	Yüzeyde derin çentikler ve düzensiz oluklar mevcut
Sekonder Çürük	Restorasyon marjiniinde çürük belirtisi yok	-	-	Restorasyon marjini boyunca çürük var
Kırık	Kırık yok	Veneer chippingi fakat polisaj mümkün	Veneer chippingi fakat tamir gerekli	Altyapı kırığı, yeni restorasyon gerekli

Tablo 2. 6 Çalışmamızda da kullanılan Modifiye USPHS kriterleri

- **CDA Kriterleri**

Bu sistemde restorasyonlar “tatmin edici” veya “tatmin edici değil” olarak sınıflandırılmaktadır. Her bir alt grubun müdahalesel anlamda önem değerleri vardır . “Romeo” ideal kaliteyi ifade ederken, “Sierra” değeri ideal şartlardan uzaklaşıldığını ve dikkatli olunması gerektiğini, “Tango” değeri, koruyucu nedenlerle restorasyonun yakın bir dönemde değiştirilmesi ya da yetersizliklerin tedavi edilmesi gerektiğini, “Victor” değeri ise mümkün olan en kısa sürede restorasyonun değiştirilmesi gerektiği belirtir. Marjinal bütünlük değerleri, sıklıkla restorasyonun yenilenme gerekliliğini belirleyen değerdir (Jokstad ve ark. 2001). Tablo 2.7 ve 2.8’ de CDA klinik değerlendirme kriterleri gösterilmiştir.

DEĞERLENDİRME KLİNİK OLARAK KABUL EDİLEBİLİR

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

Tablo 2. 6 CDA klinik değerlendirme kriterleri

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

Tablo 2. 7 CDA Kriterleri

Genel uygulama ortamlarında, kriterlere göre bir veya daha fazla özellik kabul edilemez olarak derecelendirilmiş olsa bile dişhekimleri restorasyonların yenilenmesine ihtiyaç duymamışlardır. Bu nedenle birçok dişhekimini acil girişimsel bir müdahale yerine uyumsuzluğun gözlemlendiği bir tedavi felsefesi uygulamaktadır. İlginç bir şekilde, aynı longitudinal çalışmalar, 'kabul edilemez' skorlarına rağmen restorasyonların uzun yıllar boyunca tatmin edici bir performans sergileyebileceğini ortaya koymaktadır (Jokstad ve ark. 2001).

- *FDI Kriterleri*

2007 yılında the Journal of Adhesive Dentistry ve Clinical Oral Investigations dergilerinde yayınlanan yeni klinik değerlendirme kriterleri Kriterler ve derecelendirme, 2007 yılında FDI Dünya Dişhekimliği Federasyonu Bilim Komitesi tarafından kabul edilmiş ve 2008'de Genel Kurul restoratif materyaller ve / veya girişimsel teknikler klinik olarak araştırıldığında uygulanması gereken “standart kriterler” olarak kabul görmüştür (Hickel ve ark. 2010).

FDI kriterlerine göre bir restorasyon 3 grup altında değerlendirilmektedir: Estetik kriterler, Fonksiyonel kriterler ve Biyolojik kriterler. Her grubun alt kategorileri vardır ve son değerlendirme alt kategori puanlarına göre belirlenir, her gruptaki son puanlama tüm alt puanlar arasında en ciddi olana göre belirlenmektedir. Bu nedenle, üç kategoriyi (estetik, fonksiyonel ve biyolojik) bir genel derecelendirmede özetlerken, en kötü puan geçerli olur ve nihai puanı verir. Bir parametrenin klinik olarak kabul edilemez olduğuna karar verilirse, başarısızlığın kesin nedeninin kaydedilmesi gerekir ve restorasyonun onarılabileceği veya değiştirilmesi gerekip gerekmediğine karar verilmelidir. Tüm 'başarısızlıklar' bir restorasyonun değiştirilmesini gerektirmez, lokalize defektler onarılabilir (Hickel ve ark. 2010). Tablo 2.8' de FDI estetik değerlendirme kriterleri, Tablo 2.9' da fonksiyonel değerlendirme kriterleri, Tablo 2.10' da biyolojik değerlendirme kriterleri gösterilmiştir.

A. Estetik protetik restorasyonlar	1. Yüzey parlaklığı	2.Kirlenme a:yüzey b:bitim çizgisi	3.Renk uyumu ve translusensi	4.Estetik anatomik form
1.klinik olarak çok iyi	1.1 mineye benzer parlaklık	2a.1 yüzey kirlenmesi yok 2b.1 kenar kirlenmesi yok	3.1 iyi renk eşleme, renk tonu ve translusenside fark yok	4.1 ideal form
2.klinik olarak iyi (parlatma sonrası çok iyi)	1.2.1 hafif mat,konuşma mesafesinden fark edilebilir değil 1.2.2 izole	2a.2 minör yüzey kirlenmesi, parlatma ile kolay giderilebilir 2b.parlatma ile kolay giderilebilir minör marjinal renklenme	3.2 renk tonu ve/veya translusenside minör değişiklikler	4.2 normal formdan hafif farklı
3.klinik olarak yeterli(minör aşınma; dişe zarar veren ve kabul edilemeyen bir sonuç yok)	1.3.1 tükrükle kaplandığında kabul edilebilir mat yüzey 1.3.2 yüzeyin 1/3ünden fazlasında çoklu gözenekler	2a.3 estetik olarak kabul edilebilir diğer dişlerde de olabilen orta derecede yüzey kirlenmesi 2b.3 estetik olarak kabul edilebilir orta derecede yüzey kirlenmesi	3.3 kabul edilebilir, estetiği etkilenmemiş biraz değişik 3.3.1 daha opak 3.3.2 daha translüsent 3.3.3 daha karanlık 3.3.4 daha aydınlık	4.3 estetik olarak kabul edilebilir, normal formdan sapma
4. Klinik olarak yetersiz (tamir edilebilir)	1.4.1 pürüzlü yüzey, parlatma ve tükrük ile maskeleme yeterli değil. 1.4.2 geçersiz	2a.4 restorasyon üzerinde kabul edilemeyen yüzey kirlenmesi, ileri girişim gerekli 2b.4 belirgin bitim çizgisinde kirlenme, ileri girişim gerekli	3.4 tamir edilebilir lokalize klinik değişiklik 3.4.1 çok opak 3.4.2 çok translüsent 3.4.3 çok karanlık 3.4.4 çok aydınlık	4.4 estetik olarak kabul edilmeyen etkilenmiş form. Girişim/ düzeltme gerekli
5. Klinik olarak başarısız (yenileme gerekli)	1.5 çok pürüzlü yüzey. Plak retansiyonu ile kabul edilebilir değil	2a.5 genelize ya da lokalize ciddi yüzey ve yüzeyaltı kirlenme, girişim yeterli değil.	3.5 kabul edileme. Yenileme gerekli	4.5 bozulmuş form, tamir yetersiz. Yenileme gerekli

Tablo 2. 8 FDI estetik klinik değerlendirme kriterleri

B. Fonksiyonel Özellikler	5.Retansiyon Ve Materyal Kırığı	6.Marjinal Adaptasyon	7.Okluzal Kontur Ve Yıpranma	8.Aproksimal Anatomik Form	9. Radyografik Değerlendirme	10. Hastanın Fikri
			a: kalitatif b:kantitatif	a:temas noktası b:kontur		
1. Klinik olarak çok iyi	5.1 kırık ve çatlak yok	6.1 uyumlu görünüm; aralanma, beyaz hat veya renkte bozulma yok	7a.1 mineye eşdeğer fiziksel yıpranma 7b.1 minenin% 80-120'sine oranla yıpranma	8a.1 normal temas(diş ipi ya da 25 µ metal band geçebilir) 8b.1 normal kontur	9.1 patoloji yok, restorasyonla diş arasında uyumlu geçiş	10.1 estetik ve fonksiyonel olarak tam kabul edilebilir
2. Klinik olarak iyi	5.2 küçük ince çigi halinde ayrılma	6.2.1 bitim çizgisinde aralık (<150µ) beyaz çizgilenme 6.2.2 polisajla giderilebilir küçük bitim çizgisinde kırık	7a.2 mineden hafif farklı yıpranma 7b.2 mineye oranla %50-80 yada %120-150 yıpranma	8a.2 sıkı temas (diş ipi yada 25µ'luk metal band sıkışarak geçebilir) 8b.2 hafif zayıf kontur	9.2.1. Kabul edilebilir materyal fazlalığı 9.2.2 bitim çizgisinde pozitif/negatif basamak<150µ	10.2 yeterli 10.2.1 estetik
3. Klinik olarak yeterli (küçük noksanlık; diş zarar veren ve kabul edilemeyen bir sonuç yok)	5.3 iki ya da daha fazla ince çizgi şeklinde ayrılma ancak bitim çizgisinde bütünlük yada aproksimal temasta etkilenme yok	6.2.3 hafif restorasyon kenar kırığı,basamak ve küçük düzensiz yapı 6.3.1 aralık<250µ 6.3.2 ciddi küçük bitim çizgisinde kırık 6.3.3 büyük düzensizlik, restorasyon kenar kırığı yada basamak	7a.3 biyolojik sınırlar içinde mineden farklı yıpranma 7b.3 mineye oranla<%50 yada %150-300 arası yıpranma	8a.3. Hafif zayıf temas, diş,gingiva ve periodontal dokularda hasar yok. 50µ metal band geçebilir. 8b.3 görünür zayıf temas	9.3.1 bitim çizgisinde aralık<250µ 9.3.2 negatif basamak< 250µ	10.2.2 fonksiyonel örn: küçük matlaşma 10.3küçük eleştiri fakat olumsuz klinikgörünüm yok 10.3.1 estetik sıkıntılar 10.3.2çiğneme ile ilgili sıkıntılar 10.3.3 memnuniyetsiz tedavi prosedürü
4.klinik olarak yetersiz (tamir edilebilir)	5.4.1 aproksimal teması veya bitim çizgisi uyumunu etkileyen materyal kırığı 5.4.2 kısmi kayıpla birlikte geniş kırık(restorasyonun yarısından az)	6.4.1 gap> 250µ ya da ekspoz dentin 6.4.2 ciddi restorasyon kenar kırığı ya da bitim çizgisinde kırık 6.4.3 büyük düzensizlikler, basamaklar (tamir gerekli)	7a.4normal mine aşınmasından daha fazla aşınma, okluzal temas noktalarında kayıp 7b.4 restorasyon> mine aşınmasının yada antagonistinin %300 > %300	8a.4 gıda sıkışmasına sebep olacak çok zayıf temas,100µ metal band geçebilir 8b.4 eksik kontur, tamir mümkün	9.4.1 bitim çizgisinde aralık> 250µ 9.4.2 materyal fazlalığı 9.4.3 negatif basamak> 250µ ve tamir edilebilir	10.4 onarımla isteği 10.4.1 estetik 10.4.2 fonksiyonel örn.:dil irritasyonu, anatomik formun düzeltilmesi
5. Klinik olarak başarısız(yenileme gerekli)	5.5 restorasyonun kısmi yada tüm kaybı yada multiple kırık	6.5.1restorasyonun kısmi yada tüm kaybı fakat in situ 6.5.2 yaygın büyük aralıklar ya da düzensizlikler	7a.5 aşırı aşınma 7b.5 restorasyon ya da antagonist> mineye oranla %500 aşınma	8a.5 çok zayıf temas veya kontakta gıda sıkışması, ağrı yada gingivitise bağlı hasar 8b.5 yenileme	9.5.1 ikincil çürük, büyük aralıklar ve çıkıntılar 9.5.2 apikal patoloji 9.5.3 kırık/ restorasyonda	10.5 tamamiyle tatmin etmeyen ve/veya ters tepki, ağrı gibi.

Tablo 2. 9 FDI fonksiyonel değerlendirme kriterleri

C. Biyolojik özellikler	11.postoperatif hassasiyet ve vitalite	12. Çürük tekrarı, erozyon ve abfraksiyon	13.diş bütünlüğü(mine diş kırıkları)	14.periodontal cevap(referans dişle karşılaştırarak)	15.komşu mukoza	16. Oral ve genel sağlık durumu
1. Klinik olarak çok iyi	11.1 hassasiyet yok, normal vitalite	12.1 ikincil ya da birincil çürük yok	13.1 tamamiyle bütünlük	14.1 plak, enflamasyon ve cep yok	15.1 sağlıklı mukoza	16.1 oral veya genel semptom yok
2.klinik olarak iyi, düzeltme sonrası çok iyi) tedavi ihtiyacı yok	11.2sınırlı bir süre için az hassasiyet, normal vitalite	12.2 küçük ve lokalize 1.demineralizasyon 2.erozyon 3. Abfraksiyon	13.2.1 küçük bitim çizgisinde mine çatlağı(<150µ 13.2.2 minede ince kırık(<150 µ)	14.2 az plak, enflamasyon yok(gingivitis), cep gelişimi yok 14.2.1 taşkınlık, aralık ya da eksik anatomik form yok 14.2.2 taşkınlık, aralık ya da eksik anatomik form var	15.2 mekanik irritasyonların uzaklaştırılması sonrası sağlıklı mukoza	16.2 minör kısa süreli sınırlı/yaygın semptom
3.klinik olarak yeterli(minör noksanlık; diş zarar veren ve kabul edilemeyen bir sonuç yok)	11.3.1 prematür/ şiddetli hassasiyet 11.3.2 gecikmiş/zayıf hassasiyet,subjektif şikayet, tedaviye gerek yok 11.4.3. Negatif hassasiyet, müdahale gerekli, yenilemeye gerek yok	12.3 daha büyük 1. Demineralizasyon 2.erozyon 3. Abfraksiyon alanları koruyucu önlemler gerekli(dentin açığa çıkmamış)	13.3.1 minede çatlak<250µ 13.3.2 minede kırık<250µ; ters etki yok	14.3.1 kabul edilebilir plak birikimi 14.3.2 kabul edilebilir dişeti kanaması 14.3.3 kabul edilebilir cep varlığı	15.3 retorasyona bağlı olmayan mukoza değişikliği	16.3 kısa süreli sınırlı /yaygın lezyon
4.klinik olarak yetersiz (tamir edilebilir)	11.4.1 prematür/şiddetli hassasiyet 11.4.2 ciddi gecikmiş/ ayıf hassasiyet, sübjektif şikayet 11.4.3 negatif hassasiyet, müdahale gerekli, yenilemeye gerek yok	12.4.1 kavitasyonlu çürük 12.4.2 dentinde erozyon 12.4.3 dentinde abrazyon/abfraksiyon; sınırlı ve tamir edilebilir	13.4.1 minede büyük çatlak>250 µ (dentin açığa çıkmış) 13.4.2minde kırık>250 µ	14.4.1 kabul edilemeyen plak birikimi 14.4.2 kabul edilemeyen dişet kanaması 14.4.3 cep derinliği>1mm	15.4 şüpheli, hafif alerjik, likenoid toksik lezyon	16.4 kalıcı sınırlı/genel stomatit, lichen planus alerjik reaksiyon: müdahale gerekli ancak yenilemeye gerek yok
5. Klinik olarak başarısız(yenileme gerekli)	11.5 şiddetli akut pulpitis/ devital diş, endodontik tedavi ve yeni restorasyon gerekli	12.5 derin, dentine ulaşmış ikincil çürük; tamir edilemez	13.5 tüberkül ya da diş kırığı	14.5 ciddi gingivitis ya da periodontitis	15.5 şüpheli, ciddi alerjik, likenoid toksik lezyon	16.5 ciddi lokal/ genel semptom

Tablo 2. 10 FDI biyolojik değerlendirme kriterleri

CAD/CAM ile üretilmiş monolitik ve veneerlenmiş sabit zirkonya destekli kron ve köprü restorasyonlarını incelediğimiz mevcut çalışmamızda biz de modifiye USPHS kriterlerini (anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, marjinal renklenme, sekonder çürük, yüzey pürüzlülüğü, restorasyon kırığı) ve periodontal değerlendirme parametrelerini kullandık. Ve bu bağlamda çalışmamızda Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yapılan zirkonya destekli sabit dental protezlerin marjinal bitim tipine, restorasyon tipine ve altyapı tipine göre klinik başarı ve sağkalımlarını protetik ve periodontal parametrelerle karşılaştırmayı amaçladık.



3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'nun 10.01.2020 tarihli ve 2020/01 sayılı karar onayı ile yapılmıştır. Çalışmamızda, fakültemiz Protetik Diş Tedavisi Kliniği'nde Nisan 2018- Aralık 2019 tarihleri arasında, zirkonya esaslı restorasyonlar ile tedavisi gerçekleşen, aşağıda bahsedilen seçim kriterlerine uyan hastaların, protetik ve periodontal açıdan klinik retrospektif olarak değerlendirilmesi yapılmıştır. Bu restorasyonlar; hasta kayıt ve CAD datalarına dayanarak, tek kron ve köprü restorasyonu protezi olarak, farklı bitim sınırlarına göre (1.feather edge, 2. chamfer, 3. shoulder) ve farklı altyapı tiplerine göre (1.veneerlenmiş, 2. monolitik) ayrılmış ve protetik olarak; USPHS değerlendirmesi kullanılarak, periodontal olarak; kanama indeksi, gingival indeks, plak indeksi ve sondlanabilir cep derinliği verileri kullanılarak değerlendirilmiştir.

3.1 Hasta Seçimi

Çalışmamıza, daha önce Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kliniğine başvurmuş, protetik tedavi öncesi rutin periodontal tedavileri tamamlanmış olan ve Nisan 2018- Aralık 2019 tarihleri arasında zirkonya destekli restorasyonları uzman hekimlerimizce yapılmış olan hastalar dahil edilmiştir. Kontrol seansında; hastalara çalışmaya gönüllü olarak katılıp katılmayacakları sorulmuş ve çalışmaya dahil olmak istemeyen hastaların rutin klinik kontrolleri herhangi bir negatif ayırım yapılmaksızın aynı klinik disiplin içerisinde uygulanmıştır. Gönüllü olan hastalar içerisinde dahil edilme/ dışlama kriterlerine uygun olanlar çalışmamıza dahil edilmiştir.

Genel olarak çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- 18-65 yaş arası kadın veya erkek hastalar,
- Hamilelik, emzirme döneminde olmayanlar,
- Herhangi düzenleyici bir ilaç tedavisi görmeyen kişiler ve
- Periodontal olarak sağlıklı teşhisi konulmuş ve daha önce kliniğimizde CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya destekli protetik tedavi görmüş hastalar

Çalışmadan dışlama kriterleri ise;

- Tip I ve II diyabeti olanlar,
- Hipertansiyon, kanama bozukluğu, geçirilmiş MI hikayesi olan hastalar,
- Bifosfonat, SSRI, OKS, PPI, Antiepileptik ilaçlar kullanan hastalar,
- Menopoza girmiş ve/veya hormon replasmanı tedavisi gören hastalar,
- Ağız solunumu yapan hastalar.

Çalışmamıza, yaşları 20 ile 62 arasında değişen toplam 108 hasta (69 kadın, 39 erkek), 126 köprü restorasyonu (KR) , 88 tek kron restorasyonu (TKR) ve 142 veneerli 72 monolitik olmak üzere toplam 214 zirkonya destekli restorasyon dahil edilmiştir. Dayanak dişlerin 280 tanesi feather edge, 170 tanesi ise horizontal (123 tanesi chamfer, 47 tanesi shoulder olmak üzere) marjinal bitim sınırına sahipti. Takip süreleri 9- 26 ay aralığında olup ortalama takip süresi 18 aydır. Hasta ve restorasyonlara ait veriler Tablo 3.1, 3.2, 3.3 ve 3.4 te gösterilmiştir.

	Diş No	Sıklık	Yüzde (%)		Diş No	Sıklık	Yüzde (%)
Maxilla Anterior	11	37	8,2	Mandibula Anterior	31	7	1,6
	12	32	7,1		32	12	2,7
	13	25	5,6		33	11	2,4
	21	36	8,0		41	9	2,0
	22	28	6,2		42	9	2,0
	23	26	5,8		43	14	3,1
	Toplam	184	40,89		Toplam	62	13,8
Maxilla Posterior	14	20	4,4	Mandibula Posterior	34	8	1,8
	15	10	2,2		35	18	4,0
	16	15	3,3		36	10	2,2
	17	10	2,2		37	10	2,2
	24	20	4,4		38	3	,7
	25	17	3,8		44	5	1,1
	26	20	4,4		45	9	2,0
	27	11	2,4		46	9	2,0
	Toplam	123	27,33		47	9	2,0
					Toplam	81	18,0

Tablo 3. 1 Restorasyonlara ait veriler

Marjin Tipi	n
Feather edge(F) = Vertikal	280
Shoulder(S)	47
Chamfer(C)	123

Tablo 3. 2 Dayanak Diş Sayısının Marjinal Bitim Sınırlarına Göre Dağılımı

Restorasyon tipi	n
Sabit parsiyel köprü restorasyonları (KR)	126
Sabit dental tek kron restorasyonları(TKR)	88

Tablo 3. 3 Restorasyon tipine göre restorasyonların dağılımı

Altyapı tipi	n
Monolitik(M)	72
Veneerli(V)	142

Tablo 3. 4 Restorasyonların altyapı tipine göre dağılımı

3.2 Dişlerin Preparasyonu, Restorasyonların Hazırlanması Ve Simantasyon

Çalışmaya dahil edilen her hastanın preparasyon miktarı, marjinal bitim sınırı ve restorasyon tipi gibi detaylar CAD datalarından elde edilmiştir. Genel olarak restorasyonlar; restorasyon tipine göre KR- TKR; marjinal bitim tipine göre Feather edge- Horizontal basamak (chamfer ve shoulder basamak); altyapı tipine göre Monolitik- Veneerli olarak gruplandırılmıştır. Tüm ölçüler konvansiyonel yöntemlerle alınmış olup model elde edilmiş ve modeller model tarayıcısında (Dental Wings, DW-7-140, Dental Wings Inc, Canada, US) (Şekil 3.1) taranarak dijitalleştirilmiştir.



Şekil 3. 1 Protetik Diş Tedavisi kliniğimizde kullanılan Dental Wings model tarama cihazı

Kliniğimiz rutin prosedürü olarak; veneer seramiği uygulanacak restorasyonların altyapıları ve monolitik zirkonya restorasyonlar laboratuvar tipi CAD (DWOS, Dental Wings Inc, Montréal QC ,Canada) cihazı ile tasarlanmış ve CAM (D15; Yenadent, İstanbul, Türkiye) Şekil 3.2 cihazı ile üretilmiştir (Şekil 3.2). Presinterize yitriyum stabilize zirkonyum dioksit bloklar (Katana Zirconia HT&HTML, ST& STML ve UT& UTML ve Priti denta multidisc ZrO₂) tasarıma uygun şekilde frezelenmiştir (Şekil 3.3). Kullanılan zirkonya blokların materyal özellikleri Tablo 3.1 de gösterilmiştir. Zirkonya alt yapılara 120 dk. sinterleme fırınında (Tegra Speed Touch, MP1500, İstanbul, Türkiye) sinterleme işlemi uygulanmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3. 2 Kliniğimizde kullandığımız D15; Yenadent Kazıma cihazımız



Şekil 3. 3 Kliniğimizde kullanılan bazı zirkonya bloklar

	Termal Ekspansiyon Katsayısı	Bükülme Direnci
Katana Zirconia HT&HTML	$9,9(\pm 0,2) \times 10^{-6} \cdot K^{-1}$	1125 MPa
Katana Zirconia ST&STML	$9,8 \times 10^{-6} \cdot K^{-1}$	748 MPa
Katana Zirconia UT&UTML	$9,8 \times 10^{-6} \cdot K^{-1}$	550 MPa
Priti denta multidisc ZrO₂ Opaque	$10 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$	>1150 MPa

Tablo 3. 5 Kullanılan Zirkonya Blokların Materyal Özellikleri



Şekil 3. 4 Kliniğimizde kullanılan sinter cihazı, TegraSpeed

Veneerli restorasyonlarda üst yapı olarak Vita VM-9 base dentin, transparan dentin, enamel ve window (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) porselen tozları (Şekil 3.5) ve manuel tabakalama tekniği kullanılmıştır. Vita VM 9 için fiziksel özellikler Tablo 3.6’ da gösterilmiştir.

VITA VM 9- Fiziksel Özellikler	Ölçüm Birimi	Değer
TEK (25-500 °C)	$10^{-6}.K^{-1}$	9.0-9.2
Yumuşama Noktası	°C	Ortalama 670
Transformasyon Derecesi	°C	Ortalama 600
Asitte Çözünürlük	$\mu g/cm^2$	Ortalama 10
Ortalama Patikül Boyutu	$\mu m(d_{50})$	Ortalama 18
3-Nokta Bükülme Direnci	MPA	Ortalama 100

Tablo 3. 6 Vita VM-9 için fiziksel özellikler



Şekil 3. 5 VITA VM-9 Porselen tozları

Porselen pişimi (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) sonrasında (Şekil 3.6) hazır olan restorasyonların uyumu, aproksimal kontakları, okluzal ilişkileri ağızda kontrol edilerek düzenlenip glazür uygulamasıyla final fırınlaması sonrası restorasyon nihai haline ulaşmıştı.

Yine kliniğimizin rutin uygulaması içerisinde; monolitik zirkonya restorasyonlarının sentrik ve eksentrik temasları, gingival ve marjinal uyumları, aproksimal kontakları ağızda kontrol edilmiş; gerekli vakalarda makyaj işlemi yapılmıştı. Glazür uygulamasını takiben restorasyonlara final pişirimi uygulanmıştı

Kliniğimizde bir rutin olarak tüm zirkonya restorasyonlar; polikarboksilat veya cam iyonomer simanla yapıştırılmaktaydı. Ancak bu veriler çalışmamızda kullanılmadı.



Şekil 3. 6 Kliniğimizde kullanılan porselen fırını

3.3 Restorasyonların Modifiye USPHS Kriterlerine Göre Değerlendirilmesi

Klinik kontrol seansları sırasında çalışmaya katılmaya gönüllü olanların verileri kullanılmıştı. Klinik değerlendirmeler, modifiye USPHS Kriterlerine göre 1 gözlemci tarafından yapıldı. Genel olarak herhangi bir değerlendirme parametresi için; a(alfa) klinik olarak mükemmel, b (bravo) klinik olarak iyi ancak tamamen ideal olmayan, c (charlie) klinik olarak yeterli olmayan ancak yenilenmesi aciliyet gerektirmeyen, d (delta) klinik olarak kabul edilemeyecek ve bir an önce değiştirilmesi gereken durumları ifade etmektedir. Değerlendirme parametreleri ve skor değerleri Tablo 2.6’ da gösterilmiştir. Dayanak dişlerde görülen hassasiyet, vitalite kaybı, pulpitis, kron/kök kırığı veya periapikal apse mevcudiyeti (kök kanal tedavisi/ retreatment gerekliliği) gibi biyolojik komplikasyonlar veya desimantasyon gibi teknik komplikasyonlar ayrıca kaydedilmiştir.

3.4 Restorasyonların Periodontal Olarak Değerlendirilmesi

Periodontal değerlendirme için Silness- Loe plak ve gingival indeksleri ve kanama indeksi kullanılmış, dayanak dişlerin cep ölçümleri (meziobukkal, bukkal, distobukkal, meziolingual, lingual, distolingual) yapılmıştır. Elde edilen veriler kaydedilmiştir.

0	Sağlıklı dişeti, enflamasyon yok
1	Dişetinde hafif enflamasyon, renk değişikliği ve hafif ödem var, sondlamada kanama yok
2	Dişetinde orta derecede enflamasyon, kızamıklık ve ödem var, sondlamada kanama var
3	Dişetinde ileri derecede enflamasyon, kızamıklık ve ödem var, spontan kanamalar mevcut

Tablo 3. 7 Silness ve Loe Gingival İndeksi

0	Plak yok
1	Dişeti kenarında ancak sond yardımıyla belirlenebilen ince bir plak tabakası var
2	Dişeti kenarında gözle görülebilen orta derecede plak birikimi var, aproksimal alanda plak yok
3	Dişeti kenarında oldukça fazla plak tabakası var, interdental alanlar plakla dolu

Tablo 3. 8 Silness ve Loe Plak İndeksi

3.5 İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen veriler IBM SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows V.21 (SPSS Inc, Chicago, ABD) ile analiz edildi. Tanımlayıcı ve frekans analizi istatistikleri yapıldı. Normal dağılmayan verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis testi kullanıldı. İkili grupların karşılaştırılmasında ise Mann Whitney U testi kullanıldı. Normal dağılan verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında bağımsız örnekler t testi ve çoklu gruplar karşılaştırılmasında Tek-yönlü ANOVA kullanıldı. Bu Post-Hoc test olarak ise Tamhane's T2 testi uygulandı. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı. Analiz sonuçları kategorik veriler için ortalama $\pm$ standart sapma (s.sapma), normal dağılmayan veriler için ortanca (min-max) / sıra ortalaması olarak sunuldu. Kategorik veriler ise frekans (yüzde) olarak ifade edildi. Sağ-kalım analizi için Kaplan Meier sağkalım analizi kullanıldı. Gruplar arası farklılıklar Log-Rank ve Breslow testleri ile incelendi.

4 BULGULAR

Çalışmamıza, 69 kadın ve 39 erkek olmak üzere 20- 65 yaş aralığında 108 hasta dahil edildi. Restorasyonların 126 'sı sabit köprü restorasyonu, 88' i sabit tek kron restorasyonu; 142' si veneerli 72' si monolitik zirkonya restorasyonuydu. Toplam 214 zirkonya destekli restorasyon çalışmaya dahil edilmiştir. Dayanak dişlerin 280 tanesi feather edge, 170 tanesi ise horizontal (123 tanesi chamfer, 47 tanesi shoulder olmak üzere) marjinal bitim sınırına sahipti. Restorasyonların takip süreleri 9- 26 ay aralığında olup ortalama takip süresi 18 aydır.

4.1 *Protetik Değerlendirme Bulguları*

214 restorasyondan; 1 restorasyonda dayanak dişte kök kırığı, 1 restorasyonda dayanak dişlerde kron kırığı ve 4 restorasyonda ise altyapı kırığı görülmüş olup bu restorasyonların ağızda kalmaması ve yenilenmesi gerektiğine karar verilmiştir. Altyapı kırığı görülen 4 restorasyonun tamamı sabit köprü restorasyonu olup hiçbir tek kron restorasyonunda zirkonya altyapının kırığı görülmemiştir. Böylece 214 adet restorasyonun 6 adetine yenilenme endikasyonu konmuş olup sağkalım oranı Kaplan-Meier sağ kalım analizi kullanılarak % 97,1 olarak hesaplanmıştır.

10 restorasyonda tamir edilebilir düzeyde chippingler görülmüş olup, gerekli görülenler tamir edilmiş, bazıları ise yalnızca polisajlanmıştır. Bu chippinglerin 7' si sabit köprü restorasyonlarında, 3'ü ise tek kron restorasyonlarında kaydedilmiştir. 1 kron restorasyonunda desimantasyon, 3 restorasyonda ise kanal tedavisine bağlı gri renk yansıması gözlemlenmiştir. 1 dayanak dişte periodontal apse varlığı tespit edilmiş olup kanal tedavisi sonrası restorasyon yeniden simante edilmiştir. Toplam komplikasyon oranı % 9,8 olup teknik komplikasyon oranı (desimantasyon, chipping, altyapı kırığı) % 7; biyolojik komplikasyon oranı (dayanak dişte kök veya kron kırığı, periodontal apse mevcudiyeti, kanal tedavisi renklenmesine bağlı gri renk yansıması) % 2,8 'dir. En sık görülen komplikasyon % 4,7 ile veneer seramiğinin chippingidir. Sağ kalan 208 restorasyonun hepsi klinik olarak kabul edilebilir düzeyde, başarılı restorasyonlardır.

214 restorasyonun protetik değerlendirmeleri modifiye USPHS kriterlerine göre yapılmış olup anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, marjinal renklenme, sekonder rk, yüzey pürüzlülüğü ve kırık parametreleri değerlendirilmiştir. 1 kron ve 1 köprü restorasyonuna ait örnek değerlendirme sonuçları Tablo 4.1’ de gösterilmiştir.



Hasta adı	Yaş	Cinsiyet	Restorasyon tarihi	Dişler	Ayak dişler	Marjin tipi	Altyapı tipi	Kontrol tarihi
Hasta1	21	K	11.3.2019	25	25	C	V	1.9.2020
Hasta2	56	K	18.12.2018	13-16	13	F	M	17.8.2020

TABLO DEVAM USPHS KRİTERLERİ	Anatomik form	Marjinal adaptasyon	Renk uyumu	Marjinal renklenme	Sekonder çürük	Yüzey pürüzlülüğü	Kırık
	Beta	Alfa	Alfa	Beta	Alfa	Alfa	Alfa
	Alfa	Beta	Alfa	Alfa	Alfa	Alfa	Delta
	Alfa	Alfa	Alfa	Alfa	Alfa	Alfa	Alfa

TABLO DEVAM	Periodontal apse	Dayanak diş kronunda Kırık	Kök kırığı	Desimantasyon	Kölede kanal tedavisi renklenmesi
	YOK	YOK	YOK	YOK	YOK
	YOK	YOK	YOK	YOK	YOK
	YOK	YOK	YOK	YOK	YOK

Tablo 4. 1 Örnek hasta değerlendirme tablosu

Restore edilen dayanak dişlerin marjinal bitim tipine göre modifiye USPHS kriterlerinde aldıkları skorların dağılımı Tablo 4.2’ de, restorasyonların restorasyon tipine göre aldıkları skorların yüzdesi Tablo 4.3’ te, restorasyonların altyapı tipine göre aldıkları skorların yüzdesi ise Tablo 4.4’ te gösterilmiştir

	Feather Edge				Shoulder				Chamfer			
	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
Anatomik Form	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
	94,6	5,4%	0,0	0,0	89,4	10,6	0,0	0,0	89,4	8,9	1,6	0,0
Marjinal Adaptasyon	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
	69,3	30,4	0,4	0,0	85,1	14,9	0,0	0,0	82,9	14,6	2,4	0,0
Renk Uyumu	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
	85,7	13,9	0,4	0,0	78,7	19,1	2,1	0,0	90,2	9,8	0,0	0,0
Marjinal_Renklenme	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
	96,4	3,6	0,0	0,0	100,0	0,0	0,0	0,0	97,6	2,4	0,0	0,0
Sekonder Çürük	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
	99,6	0,4	0,0	0,0	97,9	2,1	0,0	0,0	100,0	0,0	0,0	0,0
Yüzey Pürüzlülüğü	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
	98,9	1,1	0,0	0,0	100,0	0,0	0,0	0,0	100,0	0,0	0,0	0,0
Kırık	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
	97,7	1,4	0,0	0,9	95,7	4,3	0,0	0,0	94,2	3,3	1,6	0,9

Tablo 4. 2 Restore edilen dayanak dişlerin marjinal bitim tipine göre modifiye USPHS kriterlerinde aldıkları skorların dağılımı.

	Köprü Restorasyonları (KR)				Tek Kron Restorasyonlar (TKR)			
	A	B	C	D	A	B	C	D
Anatomik Form	% 81,7	% 18,3	% 0,0	% 0,0	% 94,3	% 3,4	% 2,3	% 0,0
Marjinal_Adaptasyon	% 57,1	% 40,5	% 2,4	% 0,0	% 75,0	% 23,9	% 1,1	% 0,0
Renk Uyumu	% 84,9	% 13,5	% 1,6	% 0,0	% 73,9	% 26,1	% 0,0	% 0,0
Marjinal Renklenme	% 98,4	% 1,6	% 0,0	% 0,0	% 93,2	% 6,8	% 0,0	% 0,0
Sekonder Çürük	% 99,2	% 0,8	% 0,0	% 0,0	% 98,9	% 1,1	% 0,0	% 0,0
Yüzey Pürüzlülüğü	% 99,2	% 0,8	% 0,0	% 0,0	% 97,7	% 2,3	% 0,0	% 0,0
Kırık	% 91,3	% 5,6	% 0,0	% 3,2	%96,6	% 1,1	% 2,3	% 0,0

Tablo 4. 3 Restorasyonların restorasyon tipine göre modifiye USPHS kriterlerinden aldıkları skorların yüzdesi

	Veneerli				Monolitik			
	A	B	C	D	A	B	C	D
Anatomik Form	% 88,0	% 10,6	% 1,4	% 0,0	% 84,7	% 15,3	% 0,0	% 0,0
Marjinal Adaptasyon	% 62,0	% 35,9	% 2,1	% 0,0	% 69,4	%29,2	%1,4	% 0,0
Renk Uyumu	% 78,9	% 19,7	% 1,4	%0,0	% 83,3	% 16,7	% 0,0	% 0,0
Marjinal Renklenme	% 95,8	% 4,2	% 0,0	%0,0	% 97,2	% 2,8	% 0,0	% 0,0
Sekonder Çürük	% 98,6	% 1,4	% 0,0	%0,0	% 100,0	% 0,0	% 0,0	% 0,0
Yüzey Pürüzlülüğü	% 98,6	% 1,4	% 0,0	%0,0	% 98,6	% 1,4	% 0,0	% 0,0
Kırık	%92,3	% 5,6%	% 1,4	% 0,7	% 95,8	% 0,0	% 0,0%	% 4,2

Tablo 4. 4 Restorasyonların altyapı tipine göre modifiye USPHS kriterlerinden aldıkları skorların yüzdesi

4.1.1 Restorasyonların Marjinal Bitim Sınırına Göre Protetik Değerlendirmeler

Değerlendirilen 450 dayanak dişin marjinal bitim sınırı tiplerine göre dağılımı aşağıda gösterilmiştir.

Özellikle shoulder grubunda örneklem sayısının az olması ve karşılaştırmanın verimli yapılamayacağı düşünülerek shoulder ve chamfer grubu, kendi aralarında ayrı ayrı değerlendirmeleri de yapılmış olsa da, birleştirilmiş ve “horizontal marjinal bitim sınırına sahip dayanak dişler” olarak değerlendirmeye alınmıştır.

Bu sayede Anatomik Form, Marjinal Adaptasyon ve Kırık verilerinde feather edge ve horizontal marjinal bitim sınırına sahip restorasyon grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,05$).

- Anatomik form için horizontal marjin grubu, ortalama olarak feather edge marjin grubundan anlamlı olarak daha düşük skorlar göstermiştir ($p=,037$).
- Marjinal adaptasyon için feather edge grubu horizontal marjin tasarımından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük skorlar göstermiştir ($p=,001$).
- Restorasyon kırığı içinse en düşük skorları horizontal marjin grubu göstermiştir ($p=,038$).
- Renk uyumu, marjinal renklenme ve yüzey pürüzlülüğü parametrelerinde gruplar arasında anlamlı farklılık yoktur (Tablo 4.5).

	Anatomik Form	Marjinal Adaptasyon	Renk Uyumu	Marjinal Renklenme	Sekonder Çürük	Yüzey Pürüzlülüğü	Kırık
P<,05	,037	,001	,697	,268	,721	,176	,038

Tablo 4. 5 Horizontal ve Feather edge Gruplarının Protetik Değerlendirmelerinin Karşılaştırılması (Mann-Whitney U test) (Grup değişkeni: 2; ($p<0,05$) olanlar işaretlenmiştir.)

Feather edge, shoulder ve chamfer grupları ayrı ayrı değerlendirildiğinde ise;

- Anatomik form ve renk uyumu kategorilerinde gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.
- Marjinal adaptasyon ve marjinal renklenme kategorilerinde feather edge ve shoulder grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuş olup chamfer grubu her 2 gruba da benzer sonuçlar göstermiştir. Her iki değerlendirme kriteri için de en yüksek skorlar feather edge grubunda en düşük skorlar ise shoulder grubunda görülmüştür.

P				P			
Anatomik Form	F	S	0,611	Marjinal Renklenme	F	S	0,004
		C	0,175			C	0,894
	S	F	0,611		S	F	0,004
		C	0,99			C	0,23
	C	F	0,175		C	F	0,894
		S	0,99			S	0,23
Marjinal Adaptasyon	F	S	0,024	Sekonder Çürük	F	S	0,801
		C	0,062			C	0,683
	S	F	0,024		S	F	0,801
		C	0,867			C	0,689
	C	F	0,062		C	F	0,683
		S	0,867			S	0,689
Renk Uyum	F	S	0,55	Kırık	F	S	0,999
		C	0,404			C	0,238
	S	F	0,55		S	F	0,999
		C	0,2			C	0,269
	C	F	0,404		C	F	0,238
		S	0,2			S	0,269

Tablo 4. 6 F, S ve C marjin gruplarının protetik değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması (One-way Anova, Post-hoc Tamhane's test) ($p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde karşılaştırılmıştır.)

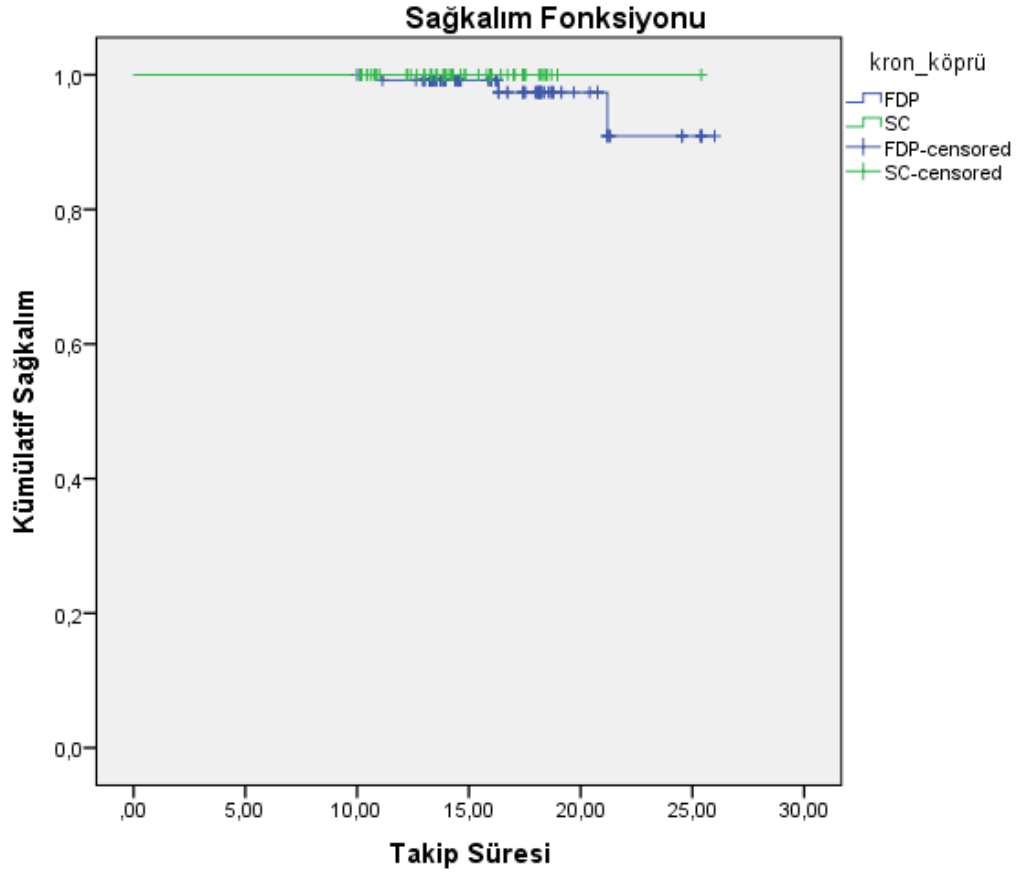
Anatomik Form	Marjinal Adaptasyon	Renk Uyum	Marjinal Renklenme	Sekonder Çürük	Yüzey Pürüzlülüğü	Kırık
P<0,05	,037	,001	,697	,268	,721	,176
						,038

Tablo 4. 7 Horizontal ve Feather Edge Marjin Tipinin Restorasyonun Protetik Değerlendirme Sonuçlarının Karşılaştırılması (Mann whitney u test)

4.1.2 Restorasyon Tipine Göre Protetik Değerlendirmeler

Sabit dental köprü ve tek kron restorasyonları arasında;

- Tek kron restorasyonları veneer chippingi veya alt yapı kırığı açısından 26 aylık süre sonunda %100 kümülatif sağkalım oranı gösterirken, Köprü restorasyonları $91 \pm 0,65$ oranında kümülatif sağkalım oranı göstermişlerdir. (Kaplan-Meier). Tablo 4.8 ve Tablo 4.9' da de kron ve köprülerin kümülatif sağkalım grafiği ve tablosu sunulmuştur. Ancak sağkalım fonksiyonuna göre aralarında anlamlı farklılık yoktur (bkz Tablo 4.9).



Tablo 4. 8 Kaplan- Meier sağkalım analizi

	Chi-Square	df	Sig.
Log Rank (Mantel-Cox)	1,093	1	,296
Breslow (Generalized Wilcoxon)	,932	1	,334
Tarone-Ware	1,056	1	,304

Tablo 4. 9 Restorasyon tipine göre sağkalım tablosu ($p > 0,05$) (Kaplan- Meier anlamlılık testleri)

- Anatomik form ($p = ,010$) ve marjinal adaptasyon ($p = ,010$) değerleri için anlamlı farklılık bulunmuş olup her iki parametre için de kron restorasyonları köprü restorasyonlarından daha yüksek USPHS değerleri göstermiştir (Tablo 4.10). Yani klinik olarak anlamlı derecede daha iyidir.

	Anatomik Form	Marjinal Adaptasyon	Renk Uyumu	Marjinal Renklenme	Sekonder Çürük	Yüzey Pürüzlülüğü	Kırık
P<0,05	,010	,010	,055	,112	,798	,366	,348

Tablo 4. 10 Restorasyon Tipinin (TKR-KR) Restorasyonun Protetik Değerlendirme Sonuçlarının Karşılaştırılması (Mann- whitney U test) (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir (p<.05))

Marjinal bitim tipi ve restorasyon tipi birlikte değerlendirildiğinde ise anatomik form, marjinal adaptasyon, yüzey pürüzlülüğü, sekonder çürük ve kırık parametrelerinde gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır (Tablo 4.11).

Sadece renk uyumu için feather edge köprülerle feather edge kronlar arasında anlamlı fark görülmüş olup feather edge köprüler daha yüksek skorlar göstermiştir (p=,019). Yine feather edge kronlarla horizontal marjinli köprüler arasında da anlamlı farklılık mevcut olup feather edge kronlar daha düşük skorlar göstermiştir (p=,045).

		Anatomik Form	Marjinal Adaptasyon	Renk Uyumu	Marjinal Renklenme	Sekonder Çürük	Yüzey Pürüzlülüğü	Kırık
FF	FC	1,000	1,000	,019	,386	,900	,761	,894
	HF	,170	,064	,999	,998	,900	,900	,742
	HC	,983	,503	,866	1,000	,961	,900	,985
FC	FF	1,000	1,000	,019	,386	,900	,761	,894
	HF	,692	,342	,045	,306	,906	,647	,260
	HC	,996	,599	,515	,583	,904	,647	,855
HF	FF	,170	,064	,999	,998	,900	,900	,742
	FC	,692	,342	,045	,306	,880	,647	,260
	HC	1,000	1,000	,959	,999	,904	,860	1,000
HC	FF	,983	,503	,866	1,000	,961	,900	,985
	FC	,996	,599	,515	,583	,904	,647	,855
	HF	1,000	1,000	,959	,999	,904	,900	1,000

Tablo 4. 11 Farklı marjinal bitim tipine sahip kron ve köprü restorasyonlarının protetik sonuçlarının değerlendirilmesi (One-way Anova, Post-hoc Tamhane's test)

4.1.3 Restorasyon Altyapı Tipine Göre Protetik Değerlendirmeler

Monolitik ve veneerli restorasyonlar için protetik değerlendirme parametrelerinin hiçbirinde anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Tablo 4.16).

1 yıl sonunda ortalama sağ kalım oranı veneerli restorasyonlar için %99,3 iken monolitik sağ kalım oranı %96,8 dir. Klinik olarak altyapıların değerlendirilmesinde, tamir edilemez kırık skoru alan (delta) restorasyonlar Kaplan-Meier analizi ile değerlendirilmiştir. Ortalama sağ kalım süresi $25,37 \pm 0,338$ aydır. Gruplar arasında sağkalım arasında anlamlı bir farklılık yoktur (Log Rank test $p > 0,05$). Kümülatif sağ kalım oranı veneerli restorasyonlar için 1. Yılda $99,2 \pm 0,08$ 25 ayda $99,1 \pm 0,04$ dir. Monolitik restorasyonlar için kümülatif sağ kalım oranı 1. yılda $98,3 \pm 0,17$ iken 25 ay sonunda ise $84,3 \pm 0,131$ ’ dir. Ancak veneerli restorasyonlar ile monolitik restorasyonlar arasında anlamlı fark çıkmamıştır ($p = ,703$).

	Altyapı Kırığı Sayısı	Toplam Restorasyon Sayısı
Monolitik	3	72
Veneerli	1	142
Toplam	4	214

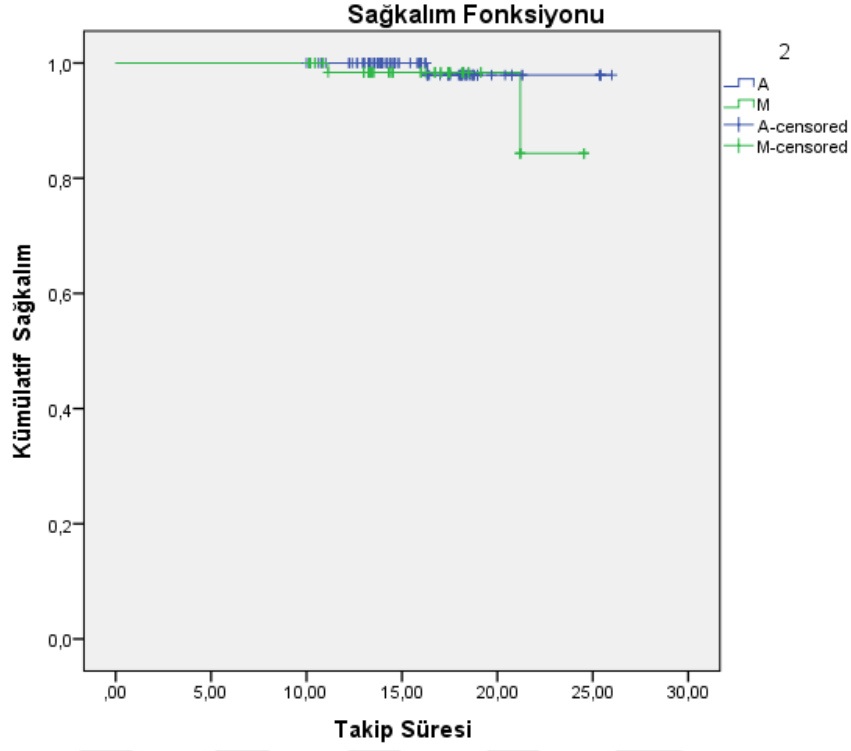
Tablo 4. 12 Restorasyonlarda görülen toplam altyapı kırığının altyapı tipine göre dağılımı

	Tahmiini	Std.Hata	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
A	25,799	,199	25,408	26,189
M	23,845	,482	22,901	24,790
Toplam	25,510	,316	24,890	26,130

Tablo 4. 13 Altyapı tipine göre ortalama sağ kalım süreleri

	Ki-Kare	df	Anlamlılık .
Log Rank (Mantel-Cox)	1,044	1	,307
Breslow (Generalized Wilcoxon)	1,305	1	,253
Tarone-Ware	1,082	1	,298

Tablo 4. 14 Kaplan- Meier gruplar arası karşılaştırma sonuçları



Tablo 4. 15 Altyapı tipine göre ortalama Kaplan- Meier sağkalım grafiği

	Anatomik Form	Marjinal Adaptasyon	Renk Uyumu	Marjinal Renklenme	Sekonder Çürük	Yüzey Pürüzlülüğü	Kırık
P<0,05	,528	,276	,415	,599	,313	,991	,360

Tablo 4. 16 Altyapı tipine göre restorasyonun protetik değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması (Mann-whitney U test-Wallis Test) (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir (p<.05))

	Veneerli				Monolitik			
	A	B	C	D	A	B	C	D
Anatomik Form	88,0%	10,6%	1,4%	0,0%	84,7%	15,3%	0,0%	0,0%
Marjinal Adaptasyon	62,0%	35,9%	2,1%	0,0%	69,4%	29,2%	1,4%	0,0%
Renk Uyumu	78,9%	19,7%	1,4%	0,0%	83,3%	16,7%	0,0%	0,0%
Marjinal Renklenme	95,8%	4,2%	0,0%	0,0%	97,2%	2,8%	0,0%	0,0%
Sekonder Çürük	98,6%	1,4%	0,0%	0,0%	100,0%	0,0%	0,0%	0,0%
Yüzey Pürüzlülüğü	98,6%	1,4%	0,0%	0,0%	98,6%	1,4%	0,0%	0,0%
Kırık	92,3%	5,6%	1,4%	,7%	95,8%	0,0%	0,0%	4,2%

Tablo 4. 17 Restorasyonların altyapı tipine göre modifiye USPHS kriterlerinden aldıkları skorların yüzdesi

4.2 Periodontal Değerlendirmeler

4.2.1 Restorasyonların Marjinal Bitim Sınırına Göre Periodontal Değerlendirmeler

Feather edge ve horizontal marjin grupları periodontal olarak değerlendirildiğinde;

- Gİ, SK ve Pİ kriterlerinde gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuş olup her 3 değerlendirme parametresi için de feather edge grubu horizontal marjin grubundan anlamlı derecede daha yüksek sonuçlar göstermiştir (Gİ için $p=,00$; SK için $p=,00$; Pİ için $p=,003$) (Tablo 4.18)

	GI	SK	PI	CEP ORTALAMASI
$P<0,05$	,000	,000	,003	,196

Tablo 4. 18 Horizontal ve feather edge marjinal bitim tiplerine göre restorasyonların periodontal olarak değerlendirilmesi (Kruskall- Wallis Test) (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir ($p<.05$))

Shoulder, chamfer ve feather edge grubu ayrı ayrı değerlendirildiğinde ise (Tablo 4.19);

- Gİ ve SK değerleri için Feather edge grubu ile Chamfer grubu (Gİ için $p=,04$; SK için $p=,04$) ve feather edge grubuyla shoulder grubu (Gİ için $p=,03$; SK için $p=,02$) arasında anlamlı farklılık bulunurken chamfer ve shoulder grupları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. En yüksek skorlar feather edge grubunda görülürken en düşük skorlar shoulder grubunda gözlemlenmiştir.
- Pİ için Shoulder grubuyla, Feather edge ($p=,00$) ve Chamfer ($p=,002$) grupları arasında anlamlı bir fark bulunurken Feather edge ve Chamfer grubu arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p=,353$). En yüksek değerler feather edge grubu için kaydedilirken en düşük veriler shoulder grubunda kaydedilmiştir.

		GI	SK	PI	CEP ORTALAMASI
F	S	,003	,002	,000	,681
	C	,004	,004	,353	,095
S	F	,003	,002	,000	,681
	C	,390	,479	,002	,943
C	F	,004	,004	,353	,095
	S	,390	,479	,002	,943

Tablo 4. 19 Marjinal bitim tiplerine göre restorasyonların periodontal olarak değerlendirilmesi (One-way Anova, Post hoc Tamhane's test)

4.2.2 Restorasyon Tipine Göre Periodontal Değerlendirmeler

- Hem Gİ ($p=,00$) , hem Pİ ($p=,018$) hem de SK ($p=,00$) parametreleri için köprü restorasyonlarında kron restorasyonlarından anlamlı derecede daha yüksek skorlar görülmüştür.
- Sondlanabilir cep derinliği skorları için iki grup arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p=,525$) (Tablo 4.20)

	GI	SK	PI	CEP ORTALAMASI
P<0,05	,000	,000	,018	,525

Tablo 4. 20 Restorasyon tiplerine göre periodontal değerlendirmeler (Kruskall- Wallis Test) Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir ($p<.05$)

Marjinal bitim tipi ve restorasyon tipi birlikte değerlendirildiğinde ise gruplar arasındaki anlamlı farklılık Gİ, Pİ ve SK skorlarında görülmüştür. Ortalama cep

derinliği için gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır. Tablo 4.21' de bu verilerin dağılımı izlenmektedir.

- Gİ için;
 - Feather edge marjinli köprüler; feather edge marjinli kronlar ($p=,020$) ve horizontal marjinli kronlardan ($p=,00$) anlamlı olarak daha yüksek GI skorları göstermiştir. Horizontal marjine sahip köprüler ile anlamlı bir fark yoktur.
 - Feather edge marjinli kronlar; horizontal marjinli kronlardan anlamlı derecede daha yüksek GI skorları sergilemiştir ($p=,003$)
 - Horizontal marjinli köprüler; horizontal marjinli kronlardan anlamlı derecede yüksek GI skorları sergilemiştir. ($p=,00$) Ancak feather edge marjinli kronlar ve köprülerle kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık izlenmemiştir.
 - Horizontal marjinli kronlar, diğerk tüm gruplardan (horizontal marjinli köprüler ($p=,000$), feather edge marjinli kronlar ($p=,003$), feather edge marjinli köprüler ($p=,00$)) anlamlı derecede daha düşük GI skorları sergilemiştir (Tablo 4.21' de detaylı olarak izlenebilir).
- SK için;
 - Feather edge köprüler; diğerk tüm gruplardan (feather edge marjinli kronlar ($p=,038$), horizontal marjinli köprüler ($p=,016$) ve horizontal marjinli kronlar ($p=,00$),) anlamlı derecede daha yüksek sondlamada kanama skoru sergilemiştir.
 - Horizontal marjinli kronlar ise diğerk tüm gruplardan (feather edge köprüler ($p=,00$) feather edge marjinli kronlar ($p=,019$), horizontal marjinli köprüler ($p=,00$)) anlamlı derecede düşük sondalamada kanama skoru göstermiştir.
 - Horizontal marjinli köprüler ile feather edge kronlar arasında sondlamada kanama skorları açısından anlamlı bir farklılık yoktur. ($p=,967$)
- Pİ için;
 - Sadece feather edge marjinli köprüler ile horizontal marjinli kronlar arasında anlamlı fark gözlenmiştir ($p=,004$), diğerk gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktur. Plak indeksi skorları açısından en yüksek skorları feather edge köprüler göstermiştir.

		GI	SK	PI	CEP OR
Featheredge- Köprü (FKöprü)	Fkron	,020	,038	1,000	,993
	Hköprü	,059	,016	,212	,134
	Hkron	,000	,000	,004	,982
Featheredge- Kron (FKron)	Fköprü	,020	,038	1,000	,993
	Hköprü	,468	,967	,882	,924
	Hkron	,003	,019	,096	1,000
Horizontal-köprü (Hköprü)	Fköprü	,059	,016	,212	,134
	Fkron	,468	,967	,882	,924
	Hkron	,000	,000	,086	,925
Horizontal- kron (Hkron)	Fköprü	,000	,000	,004	,982
	Fkron	,003	,019	,096	1,000
	Hköprü	,000	,000	,086	,925

Tablo 4. 21 Marjin tipi ve restorasyon tipine göre restorasyonların periodontal değerlendirilmesi (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir (p<.05)

4.2.3 Altyapı Tipine Göre Periodontal Değerlendirmeler

Monolitik ve veneerli restorasyonlar, bakılan periodontal değerlendirme parametrelerinin hepsi için birbirine benzer sonuçlar göstermiştir, gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (GI için p=,390 ; SK için p=,333 ; PI için p=,547; Sondlanabilir cep derinliği için p=,523) (Tablo 4. 22).

	GI	SK	PI	CEP ORTALAMALARI
p<0,05	,390	,333	,547	,523

Tablo 4. 22 Altyapı Tipine Göre Restorasyonların Periodontal Olarak Değerlendirilmesi (Aralarında anlamlı farklılık olan gruplar işaretlenmiştir (p<.05)

5 TARTIŞMA

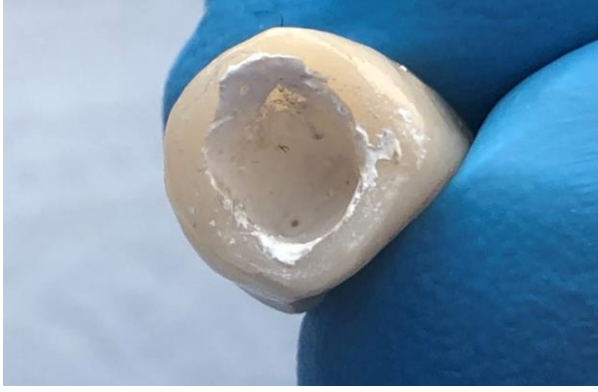
Retrospektif olarak planlanan bu in-vivo çalışmada zirkonya destekli restorasyonların kısa dönem klinik başarıları, marjinal bitim tipine göre, altyapı tipine göre ve restorasyon tipine göre periodontal ve protetik parametrelerle karşılaştırılmıştır.

5.1 Protetik Değerlendirmeler

Çalışmamızda incelenen 214 restorasyon; %97,1 oranında sağkalan restorasyon vardır. Kümülatif sağkalım oranları ise 26 ay sonunda; kron restorasyonlarımızda %100 iken köprü restorasyonlarımızda ise %92,1± 0,65 idi. Literatürde kısa dönem zirkonya restorasyonların başarıları incelendiğinde; Örtrop ve ark. (2009) retrospektif çalışmalarında, 216 restorasyonun kümülatif sağ kalım oranlarını 1 yıllık %99,5; 2 yıllık %98,9; 3 yıllık ise % 92,7 olarak bildirmişlerdir ve başarısızlıkların hepsinin biyolojik başarısızlık olduğundan bahsetmişlerdir. 5 yıllık kümülatif sağ kalım ise %88,3 olarak bildirilmiştir (Örtrop ve ark. 2012). Koenig ve ark. (2013) ortalama 3,5 yıllık gözlem süresinden sonra 147 adet diş ve implant üzeri zirkonya destekli restorasyonların sağkalım oranlarını % 93,2 olarak bildirmişlerdir. 3 yıllık hatta 5 yıllık (Molin ve Karlsson 2008, Laps ve ark.2013) gözlem süresinin sonunda %100 oranında sağkalım gösteren çalışmalar (Sailer ve ark. 2009, Beuer ve ark. 2010, Crisp ve ark. 2012, Papaspyridakos ve Lal 2012) olsa da Koenig kendi çalışmasında, diğerlerinin aksine, parafonksiyonel alışkanlığı olan hastaların da dahil edilmesinden dolayı daha düşük sağkalım oranı gözlemlediğini ve %100 sağkalımın biraz fazla iyimser bir oran olduğunu bildirmiştir. Konstantinidis ve ark. (2019) 'nın 65 adet monolitik zirkonya tek kron restorasyonların 12 aylık gözlem süresi sonunda %100 başarı oranı gösterdiği çalışmalarında yazarlar örneklem sayısının ve takip süresinin az olduğunu bildirmişler ve daha fazla örneklem grubuyla daha uzun takip süreli çalışmaların yapılmasını tavsiye etmişlerdir. Pjetursson ve ark.(2015) ise review çalışmalarında zirkonya destekli restorasyonların 5 yıllık sağkalım oranlarını %90,4 olarak öngörmüşlerdir. Biz ise çalışmamıza aktif parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarımızı dahil etmesek de gözlem süresi sonunda parafonksiyonel alışkanlığı mevcut hastalar teşhis ettik. Takip süremiz belirtilen yayınlara göre kısa olsa da retrospektif tasarımlı çalışmalar ile (Örtrop ve ark. 2012). benzer sonuçlar sergilemiştir.

Çalışmamızda görülen toplam komplikasyon oranı %9,8 (n=21) olup teknik komplikasyon oranı %7 'dir (n=15). Bunlar içinde en sık görülen komplikasyon %4,7 (n=10) ile veneer seramiğinin chippingi, ikinci en yaygın komplikasyon ise %1,9 ile (n=4) zirkonya altyapının kırığıdır. Bu anlamda literatür incelendiğinde, veneer porselen kırıklarının zirkonya destekli restorasyonlarda en sık görülen komplikasyon olduğu bilinmektedir (Raigrodski ve ark. 2012a, Limones ve ark. 2020). Çünkü veneerli zirkonya destekli restorasyonlarda, kor ve veneer seramiği bağı diğer tüm seramik sistemlerden daha zayıftır (Aboushelib ve ark. 2005) ve bu nedenle veneer seramiğinde delaminasyona ve chippinge neden olabilmektedir (Elshiyab ve ak. 2017). Limones ve ark. (2020) çalışmalarında, 4 yıldan sonra metal destekli seramik ve zirkonya destekli restorasyonlar için, seramik veneer chippinglerin, zirkonya destekli restorasyonlarda % 22.3 oranında daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Fakat bu chippinglerin çoğunun polisajlamayla düzeltilebileceği ve az miktardaki katastrofik kırığın laboratuarda düzeltme gerektiği bildirilmiştir. Limones ve ark.nın (2020) inceledikleri çalışmaların hiçbirinde ortalama 4,09 yıllık gözlem süresi boyunca zirkonya altyapının kırığı görülmemiştir. Bununla birlikte, chipping başarısızlıklarının tespisi ve analizi hala standartlaştırılmadığından farklı çalışmalar arasındaki farklı sonuçlar sorgulanabilir, uyumsuzluk bazı çalışmaların çok küçük chippingleri hesaba katmamasından veya bazı durumlarda hasta beyanına dayalı kayıt tutulmasından kaynaklanabilir (Koenig ve ark. 2013).

Literatürde retansiyon kaybı bildiren çalışmalar incelendiğinde, Sailer ve ark. (2007b) 5 yıllık gözlem süresi sonunda 27 adet restorasyonda %3,7; Molin ve Karlsson (2008) 12 aylık gözlem süresi sonunda 19 restorasyonda %5,3; Solà-Ruiz ve ark. (2015) 7 yıllık gözlem süresi sonunda 27 adet restorasyonda %8,33 oranında retansiyon kaybı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise 214 restorasyonun sadece 2'sinde (%0,93) retansiyon kaybı yaşanmış olup bunlardan birisi tek kron restorasyonu diğeri ise 4 üyeli köprü restorasyonuydu. Tek kron restorasyonu tekrar simante edilirken köprü restorasyonuna sahip hastanın desimantasyon sonrası kontrol randevusuna gelmemesi ve restorasyonu düşürmesi sonucu altyapı kırığı oluşmuş ve bu restorasyon yenilenmiştir. Bizim çalışmamızda görülen daha düşük retansiyon kaybı oranlarının sebebi, örneklem sayısının diğer çalışmalara göre daha fazla olması, gözlem süresinin ise nispeten daha kısa olması olabilir.



Şekil 5. 1 Horizontal marjın bitimine sahip veerli tek kron restorasyonunda görülen desimantasyon

Mevcut çalışmamızda restorasyonlarda görülen chipping oranını % 4,7 (n=10); altyapı kırığı oranı % 1,9 (n=4) toplam Kırık oranını ise % 6,5 (n=14) olarak hesapladık. Literatür taraması yapıldığında, yayınlanan klinik çalışmalarda porselen veneer chipping oranı % 0 ile % 39 arasında (Vult von Steyern, 2005, Norström Saarva ve ark. 2017), altyapı kırığı ise % 1'den % 17.6' ya kadar değişen oranlarda bildirilmiştir (Sailer ve ark. 2007b, Beuer ve ark. 2009b, Schmitter ve ark. 2009, Roediger ve ark. 2010, Sax ve ark. 2011, Lops ve ark. 2012, Salido ve ark. 2012, Schmitt ve ark. 2012, Rinke ve ark. 2013, Monaco ve ark. 2015, Gjurin ve ark. 2019). Örtrop ve ark. 216 adet zirkonya destekli restorasyonla yaptıkları 3 yıllık retrospektif çalışmalarında veneer kırığı oranını % 5,5 olarak bildirmişlerdir ve hiç altyapı kırığı gözlemlememişlerdir.



Şekil 5. 2 Bazı restorasyonlarda görülen veneer porselen chippingleri

Mevcut çalışmamızda restorasyonlarda görülen Kırıklar marjinal bitim tipine göre değerlendirildiğinde ise horizontal marjın grubunda, feather edge grubuna göre anlamlı derecede daha fazla kırık görülmüştü (p=,038). Değerlendirme; feather edge, shoulder ve chamfer olacak şekilde 3 marjinal bitim tipine göre yapıldığında ise

gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamıştı. Bu konuda literatürdeki klinik çalışmalar incelendiğinde sadece Cagidiaco ve ark. (2019) nın çalışmasıyla karşılaşılmıştır. Bu çalışmada yazarlar, 25 tane chamfer, 25 tane feather edge preparasyon yapılan 50 adet zirkonya destekli restorasyon için 4 yıllık gözlem süresi sonunda kırılma direnci bakımından gruplar arasında anlamlı bir farklılık olmadığını ve hiçbir kırığın marjinal bölgede konumlanmadığını bildirmişlerdir. Bu sonuç bizim çalışmamızla neredeyse paraleldir. Çalışmamızda gruplardaki örneklem sayısının homojen dağılmaması sonucu horizontal basamaklı grupların istatistik için birleştirilmesi ve kısa gözlem süresi bu konuda bir limitasyondur.

Zirkonya veya metal destekli köprü restorasyonu restorasyonlardaki veneer chipping oranlarının birbirine benzer olduğu bildiren bir çalışmada (Forrer ve ark. 2019), restore edilen diş bölgesinin veneer chipping miktarını etkilediği ve en yüksek chippingin posterior bölgede olduğu (Pjetursson ve ark. 2015, Sailer ve ark. 2015) da bildirilmiştir (Dhima ve ark. 2014, Rodrigues ve ark. 2019). Bizim çalışmamızda görülen 10 adet veneer chippinginin 5 tanesi posterior bölgede, 5 tanesi ise anterior bölgedeydi fakat oransal olarak değerlendirildiğinde posterior bölgede (5/103) anterior bölgeye kıyasla (5/111) daha yüksek oranda chipping görülmüştür.

Veneer seramiğinin chippinginden kaçabilmek için geliştirilmiş başka bir çözüm ise monolitik zirkonya restorasyonlardır. Veneer materyali için daha fazla boşluğa gerek olmadığından bu restorasyonlar, minimum diş preparasyonu gerektiren durumlarda da avantaj olabilmektedir (Nakamura ve ark. 2015, Konstantinidis ve ark. 2018, Limones ve ark. 2020). Zirkonya altyapının Kırıkları ise % 0 ila % 2.2 arasında ve chippinge göre daha nadir olarak bildirilmiştir (Sailer ve ark. 2007b, Sailer ve ark. 2009, Pelaez ve ark. 2012, Raigrodski ve ark. 2012b Nicolaisen ve ark. 2016, Suarez ve ark. 2019). Zaten monolitik zirkonya köprüler, özellikle büyük okluzal kuvvetler altındaki molar alanlarda güvenilir bir klinik çözüm olarak önerilmişlerdir (Limones ve ark. 2020). Yakın tarihli bir sistematik derleme, monolitik kronlarda veneerli kronlara kıyasla hiç chippingin olmadığını göstermiştir (Elshiyab ve ark. 2017, Rodrigues ve ark. 2019).

Çalışmamızda, toplam 4 zirkonya altyapı kırığından 3'ü monolitik zirkonya köprü restorasyonu, 1'i ise veneerlenmiş zirkonya destekli porselen köprü restorasyonuydu. Monolitik ve veneerli zirkonya restorasyonları kıyasladığımızda

ise, altyapıların kırıldığı ciddi katastrofik kırıkları monolitik zirkonya restorasyonlarda anlamlı derecede yüksek bulduk. Bunun en önemli sebebi klinisyenin planlama esnasındaki hasta seçim yanlılığı olduğunu düşünüyoruz. Çünkü, monolitik restorasyonlar için daha az preperasyon miktarının yeterli olduğunu biliyoruz (Konstantinidis ve ark. 2018). Hastaların STL dataları incelendiğinde bu hastaların 2 sinde konnektör alanının 16 mm² den az olduğu, okluzogingival yönde ise 4 mm yükseklik bulunmadığını tespit ettik. 1 hastanın anamnezinde ise yakın zamanda stresli bir dönem geçirdiği, oral hijyenine yeterli önemi gösteremediği ve diş sıkmalarının artmış olabileceği fakat buna rağmen kendisine önerilen okluzal splintini kullanmadığı da öğrenilmiştir. Zaten Koenig ve ark. da çalışmalarında okluzal gece plağı kullanmamanın veneer kırığını önemli ölçüde artırdığını hatta vurgulanması gereken en önemli klinik risk faktörlerini, parafonksiyonel aktivitenin varlığı ve okluzal bir gece koruyucu olmaması olarak bildirmişlerdir (Koenig ve ark. 2013). Hastanın periodontal skorlarının bu durumla paralel olduğu görülmüş olup hastaya tekrar oral hijyen motivasyonu verilmiştir. 1 veneerli sabit köprü restorasyonunda görülen altyapı kırığının ise psikiyatrik tedavi gören hastanın ısrarla restorasyonun daimi simantasyonunu yaptırmak istememesi ve restorasyonu düşürüp kırması sonucu olduğu öğrenilmiştir.



Şekil 5. 3 4 üyeli veneerlenmiş zirkonya destekli sabit köprü restorasyonunda meydana gelen altyapı kırığı

Ayrıca çalışmamızdaki zirkonya altyapı Kırıklarının hepsinin konnektör bölgesinde meydana geldiği gözlemlenmiştir. Zaten sonlu eleman analizi ve fraktografik analizi kullanan çalışmalar, sabit köprü restorasyonlarında en yüksek stresin konnektör alanının gingival kısmında yoğunlaştığını göstermiştir (Quinn ve ark. 2006, Beuer ve ark. 2008, Gjurić ve ark. 2019). Konnektör boyutu, metal destekli seramik restorasyonlara kıyasla zirkonya destekli porselen köprü restorasyonlarının kırılma riskini en aza indirmek için önemli bir faktördür. Zirkonya

destekli köprü restorasyonları için en az 9 mm²' lik bağlantı alanı öneren yazarlarla birlikte (Peláez ve ark. 2012, Raigrodski ve ark. 2012a, Suarez ve ark. 2019) en az 4 mm lik konnektör yüksekliğinin gerekliliğini savunan yazarlar da mevcuttur (Gjurin ve ark. 2019).

Ayrıca Koenig ve ark. (2013) çalışmalarında, karşıt arkta çok üyeli uzun köprü restorasyonlarının, implant destekli restorasyonların ve seramik restorasyonların varlığının zirkonya destekli restorasyonlarda altyapı kırıklarını teşvik ettiğini bildirmişlerdir. Çünkü bu parametreler, altyapının maruz kaldığı stress miktarını etkilemektedir. Bizim çalışmamızda görülen 4 altyapı kırığının 3 tanesi posterior bölgede, 1 tanesi ise anterior bölgedeydi. Yine bu kırıkların 2 tanesi 4 üyeli, 2 tanesi ise 3 üyeli sabit köprü restorasyonlarında görülmüştür. Tek kron restorasyonlarında altyapı kırığı gözlemlenmemiştir.

Monolitik zirkonya restorasyonları için; diğer dişlerle renk uyumu; uzun dönemde kimyasal stabilitesi veya klinik aşınma davranışı gibi konularda klinik çalışmalar hala yetersizdir (Gjurin ve ark. 2019, Limones ve ark. 2020).

Restorasyonun komşu dişlerle anatomik uyumunun, marjinal kenarlarının ve kontaklarının değerlendirildiği anatomik form parametresi, basamak tipine göre değerlendirildiğinde; kırık skorlarıyla uyumlu olacak şekilde horizontal marjin grubunda anlamlı derecede daha yüksek görülmüştür bu durumun kırık skorlarıyla paralel olması, Kırıkların restorasyonun anatomik formu etkilediğini desteklese de anlamlı farklılığın asıl sebebi horizontal marjin grubunun örneklem sayısının feather edge grubunun neredeyse yarısı kadar olmasına bağlanabilir. Literatürde marjinal bitim tipine göre zirkonya destekli restorasyonların anatomik formunu değerlendiren klinik bir çalışma bulunamamıştır.

Restorasyon tipine göre anatomik formlar değerlendirildiğinde ise kron restorasyonlarının köprü restorasyonlarından daha uygun anatomik formlara sahip olduğu gözlemlenmiştir. 26 aya kadar olan gözlem süremiz sonunda anatomik form için; 126 adet köprü restorasyonu %81,7 oranında alfa, %18,3 oranında beta skorları gösterirken; 88 adet kron restorasyonu %94,3 oranında alfa %3,4 oranında beta ve %2,3 oranında charlie skorları göstermiştir. Ancak Pihlaja, zirkonya destekli kron ve köprüleri değerlendirdiği çalışmasında, anatomik kontur skorlarını tek kronlarda %

18 oranında ve köprü restorasyonlarındaki dayanak dişlerinin % 6 oranında overkonturlu (kabul edilebilir derecede) olarak gözlemlemiştir (Pihlaja 2016). Haff ve ark. (Haff ve ark. 2015)'nın 13 yıla kadar gözlemledikleri 33 adet zirkonya destekli restorasyonun %93,9'u CDA klinik değerlendirme kriterlerinden “kabul edilebilir” skoru alırken %6,1 ' i “kabul edilemez” skoru almıştır. Fakat klinik olarak kabul edilemez skoru alan dişlerden birisinin sekonder çürük sebebiyle, diğerinin ise kök kırığı sebebiyle restorasyon başarısızlığı yaşadığı bildirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada değerlendirilen restorasyon hepsi köprü restorasyonu idi. Molin ve Karlsson (2008) ise çalışmalarında, zirkonya destekli 3 üyeli köprülerin % 5-10' unda hafif derecede overkontur bildirmişlerdir fakat bu çalışmada da yine kronlar değil yalnızca 3 üyeli köprüler değerlendirilmiştir. Uygun anatomik formun sağlanabilmesi için hem dişhekimini hem de diş teknisyeninin kron morfolojisine aşina olması, hekimin restoratif materyalin gerektirdiği kadar preparasyonu yapmış olması, diş teknisyeninin ise uygun morfolojide üretim yapabilmesi gereklidir (Becker ve Kaldahl 1981). Bizim çalışmamızda tek kronların daha başarılı anatomik formlar göstermesi, bu hastalarda diş çevre dokularında daha az kayıp olması, hastaların daha genç olması ve diş teknisyeninin tek kron morfolojisini daha kolay uygulayabilmesine bağlı olabilir.

Ayrıca Becker ve Kaldahl (1981) çalışmalarında over konturlu restorasyonların oral hijyenin sağlanmasını muhtemelen güçleştirdiği için periodonsiyuma zarar verirken az konturlu restorasyonların gingival sağlığı daha olumlu etkilediğini ve bu yüzden bukkal ve lingual konturların daha düzleştirilmesini tavsiye etmişlerdir (Reeves 1991, Padbury ve ark. 2003, Pihlaja 2016).

Marjinal adaptasyon ve bununla paralel olarak internal uyum bir restorasyonun uzun ömürlülüğü için önemlidir (Song ve ark. 2013). Modifiye USPHS marjinal adaptasyon skorları incelendiğinde; feather edge marjinler, shoulder ve chamfer marjinlere göre anlamlı derecede daha düşük klinik skorlar sergilemişti. Chamfer grubu en iyi skorları gösterse de sholder marjinlerle arasında anlamlı farklılık yoktu Feather edge ve horizontal olarak grupladığımızda aynı durum geçerli idi. Bu sonuç, Çömlekoğlu ve ark. nın (2009) in-vitro çalışmasıyla çelişmektedir. Bunun sebebi, aynı makalede de bildirildiği gibi zirkonyanın her seviyede belirli bir materyal kalınlığı gerektirmesine ve bu sebeple kolede ek bir hacim yaratmasına,

feather edge marjin tipinde de restorasyon- diş geçişinde sondun yakalayacağı bir kalınlık alanını yaratmasına bağlanabilir. Oysa horizontal basamaklarda bu materyal kalınlığı horizontal marjinden taşan ekstra bir kalınlık oluşturmayacaktır.

Literatürde, marjinal açıklık miktarının 120 μm ' dan daha az olması halinde başarılı bir restorasyonun mümkün olabileceği bildirilmektedir (McLean ve von Fraunhofer 1971). Klinik olarak kabul edilebilir sınırla ilgili tartışmalar devam etse de, birçok çalışma klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal açıklık için bu değerı kullanmıştır (Song ve ark. 2013).

CAD / CAM sistemleriyle üretilen zirkonya destekli restorasyonların marjinal adaptasyonu; direkt veya indirekt taramaya, optik cihaza, yazılıma, tasarıma ve frezeleme gibi bazı faktörlere bağımlıdır ve bu faktörler bir restorasyonun genel uyumu üzerinde etkiye sahip olabilmektedir (Okutan ve ark. 2006). Bizim alışmamızda da cihaz, tarama metodu, yazılım ve frezeleme parametreleri aynı ve klinik olarak önerilen parametreler içerisinde idi.

Direkt ve indirekt tarama cihazlarının marjinal uyum üzerindeki etkisini inceleyen yeni bir çalışmada (Arezoobakhsh ve ark. 2020) 3 üyeli köprü restorasyonları için model üzerinden ve ölçüden indirekt olarak ve 2 intraoral tarayıcı karşılaştırılmış, indirekt model grubu diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek marjinal uyumsuzluklar göstermiştir. Bizim alışmamızdaki tüm gruplar model üzerinden indirekt tarama yapılarak dijitalize edilmişti. Bu durum çalışmamız için bir kısıtlılık olsa da tüm gruplar için aynı durum geçerlidir.

Marjinal uyumun değerlendirildiği farklı çalışmalarda elde edilen farklı sonuçlar; marjinal adaptasyonu değerlendirmek için kullanılan yöntemlerin farklılığı (Song ve ark. 2013), üretim yöntemlerinin farklılığı, marjinal bitim preparasyonunun farklılığı, kullanılan CAD/CAM sisteminin farklılığından kaynaklanabilse de kullanılan protokollerdeki heterojenlikler nedeniyle, farklı sistemlerin bir sıralamasını oluşturmak veya aralarında uygun bir karşılaştırma yapmak imkansızdır (Song ve ark. 2013).

Contrepois ve ark. (2013) nın tam seramik kronların marjinal adaptasyonunu inceledikleri sistematik derleme çalışmalarında, marjinal uyum üzerinde muhtemel

etkisi olan dört faktörü, marjinal bitim çizgisi konfigürasyonu, siman boşluğu, veneerleme işlemi ve simantasyon olarak belirlemişlerdir.

Çömlekoğlu ve ark. nın (2009) marjinal bitim konfigürasyonuna göre veneerlenmiş zirkonya destekli kronların marjinal açıklığını ölçtükleri in vitro çalışmalarında; feather edge grubu, chamfer, shoulder ve mini-chamfer grubuna göre anlamlı derecede daha düşük, chamfer grubu ise diğerlerinden anlamlı derecede daha yüksek marjinal açıklık değerleri göstermiş olup mini-chamfer ve shoulder grubu arasındaki farklılık anlamlı bulunamamıştır. Feather edge marjin tipinin daha az marjinal uyumsuzluk göstermesi, Schillingburg tarafından, marjinal bitim kenarına bizotajın da tavsiye edildiği, $d = D \sin m$ (d: marjinal açıklık; D: kronun oturmadığı mesafe ve m: marjin kenarının dar açısı) formülüne dayandırılmaktadır. Bu formüle göre, restorasyon marjini ne kadar dar bir açı ile sonlanırsa, marjin ile diş arasındaki mesafenin o kadar kısa olması beklenmektedir (Shillingburg ve ark. 1991). Aynı çalışmada, feather edge marjin tipi en az marjinal uyumsuzluk değerleri sergilemesine rağmen, marjinde bir kama etkisini tetiklediğinden ve marjinde ek bir hacim sağladığından klinik uygulama için pek tavsiye edilmemiştir (Cho ve ark. 2004).

Literatürde marjinal bitim sınırına göre marjinal adaptasyonu değerlendiren çalışmalar incelendiğinde; Groten ve ark. (1997) chamfer marjinal bitim tasarımındaki marjinal uyumsuzluğun daha düşük olduğunu savunan yazarlarla birlikte, heavy chamfer marjinal bitim tipinin yuvarlatılmış shoulderdan daha fazla marjinal açıklık sergilediği daha önceki bir çalışma (Pröbster ve ark. 1997) ve mutlak marjinal açıklığın chamfer marjinal bitim tipinde shoulder ve feather edge marjin tipin göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu Çömlekoğlu ve ark. (2009) nın çalışması mevcuttur. Tam seramik ve metal seramik kronların preparasyonunda, chamfer marjinal bitim preparasyonundansa, yuvarlatılmış bir aksiyogingival çizgi açısı tasarımına sahip 90° shoulder marjinal bitim preparasyonu önerilmiştir (Rinke ve ark. 1995) Ayrıca shoulder tipi marjinin distorsiyona daha dirençli olduğu da bilinmektedir (Grey ve ark. 1993). Bizim çalışmamızda marjinal adaptasyon shoulder ve chamfer grupları arasında benzer sonuçlar göstermiştir.

Häff ve ark. nın (2015) 13 yıla kadar zirkonya destekli sabit köprü restorasyonlarını CDA skorlarıyla değerlendirdikleri retrospektif çalışmalarında,

mevcut restorasyonların % 42' si marjinal uyum için "mükemmel" skorları alırken % 52' si "kabul edilebilir" olarak derecelendirilmiştir. Bahsedilen çalışma retrospektif bir çalışma olduğundan, sondun takıldığı marjinal aralığın simanın zamanla aşınmasından mı kaynaklandığı veya sondun başlangıçta kron simantasyonundan hemen sonra da zaten marjinal aralığı yakalayıp yakalamadığı bilinmemekteydi. Bu durum bizim çalışmamız için de geçerlidir.

Sailer ve ark. nın (2007b) 58 adet zirkonya destekli restorasyonu 5 yıl boyunca gözlemledikleri çalışmalarında, %58,7 oranında marjinal uyumsuzluk kaydetmişlerdir. Ayrıca marjinal uyumsuzluk ve devamında ortaya çıkan sekonder çürükler 1 tane 5 üyeli, 2 tane 4 üyeli ve 2 tane 3 üyeli toplam 5 sabit köprü restorasyonunun kaybına neden olmuştur. 10 adet restorasyonda da uygun olmayan marjinal adaptasyona bağlı marjinal çürükler tespit edilmiştir. Selz ve ark. (2015) nın 24 adet zirkonya destekli restorasyonu inceledikleri çalışmalarında başlangıçta tüm restorasyonların marjinal uyumu alfa iken 18 ay sonunda %8 restorasyonda marjinal adaptasyonun beta skoruna kaydığı görülmüştür fakat sonuçlar yine de klinik olarak kabul edilebilir düzeydeydi.

Ionnidis ve Bindl 'in (2016) çalışmalarında ise 57 adet 3 üyeli köprü restorasyonları 10 yıla kadar gözlemlenmiştir ve gözlem süresi sonunda majinal adaptasyon için sadece %29,8 restorasyon alfa skoru gösterirken %59,6 restorasyon beta skoruna, %10,5 restorasyon ise charlie skoruna kaymıştır.

Bizim çalışmamızda restorasyonları değerlendirirken; ayak dişlerdeki en kötü skoru o köprünün skoru olarak kayıt ettik. Buna göre 26 aya kadar yapılan gözlem sonucunda marjinal adaptasyon için; 126 adet köprü restorasyonunda %57,1 oranında alfa, %40,5 oranında beta, %2,4 oranında ise charlie skorları; 88 adet tek kron restorasyonunda ise %75 oranında alfa %23,9 oranında beta, %1,1 oranında ise charlie skorları kaydedilmiştir. Buna göre, tek kron restorasyonları sabit köprü restorasyonlarına göre daha iyi bir adaptasyon göstermiştir. Bu sonuç Tanner ve ark. nın çalışmasıyla uyumludur. Sabit köprü restorasyonlarında gövde sayısının artmasıyla artan burulma ve esneme (Shillingburg 2013) ve dolayısıyla restorasyon marjinlerinde yapıştırma simanınin çözünmesi bu durumun sebebi olabileceği gibi Tanner ve ark. nın bildirdiği gibi üretim sürecindeki hatalar da bu duruma sebep olabilir. Dahası, interproksimal alanlarda restoratif prosedürler (preparasyon, ölçü ve

artık simanın uzaklaştırılması) de daha zordur (Paniz ve ark. 2016). Ayrıca Forrer ve ark. (2020) nın da bildirdiği gibi komplikasyonların genel olarak köprü restorasyonlarında kron restorasyonlarına göre daha fazla olması beklenen bir sonuçtur.

Diğer yandan 280 adet feather edge marjin tipine sahip dayanak diş marjinal adaptasyon için 26 aya kadar olan gözlem süresi sonunda % 69,3 alfa, % 30,4 beta, % 0,4 charlie skoru göstermiş; 123 adet chamfer marjin tipin sahip dayanak diş %82,9 oranında alfa, % 14,6 oranında beta, % 2,4 oranında charlie skoru göstermiş; 47 adet shoulder marjin tipine sahip dayanak diş % 85,1 oranında alfa, % 14,9 oranında beta skoru göstermiştir. Literatürde benzer bir değerlendirmeye rastlayamadık.

Bizim çalışmamızda renk uyumu marjinal bitim tiplerine göre değerlendirildiğinde; 280 adet feather edge marjin tipine sahip dayanak diş, 26 aya kadar olan gözlem süresi sonunda %85,7 alfa, %13,9 beta, %0,4 charlie skoru göstermiş; 123 adet chamfer marjin tipin sahip dayanak diş %90,2 oranında alfa, %9,8 oranında beta skoru göstermiş; 47 adet shoulder marjin tipine sahip dayanak diş %78,7 oranında alfa, %19,1 oranında beta, %2,1 oranında charlie skoru göstermiştir. Basmak tipine göre marjinal renklenmeyi inceleyen bir çalışmaya biz rastlayamadık.

Restorasyon tipine göre değerlendirildiğinde; 126 adet köprü restorasyonu için %84,9 alfa, %13,5 beta, %1,6 chalie skoru; 88 adet tek kron restorasyonu için %73,9 alfa, %26,1 beta skoru kaydedilmiştir. Häff ve ark. (2015) nın retrospektif çalışmasında sabit köprü restorasyonlarının % 45 'i CDA derecelendirmesinde renk uyumu için "kabul edilebilir" skoru almıştır. Bu skor, restorasyon ve sonraki diş arasında küçük bir renk uyumsuzluğunun kaydedildiği anlamına gelir. Ancak bu uyumsuzluğun sebebinin, sonraki yıllarda diğer dişlerdeki renk değişikliğinden kaynaklı olabileceğinden veya baştan itibaren hafif bir renk uyumsuzluğu olabileceğinden de bahsedilmiştir. Yine de çalışmada bahsedilen renk uyumsuzluğundan hiçbir hastanın şikayetinin olmadığı bildirilmiştir.

Konstantinidis ve ark. (2018) nın monolitik restorasyonları takip ettiği klinik çalışmasında 1 yıl sonunda restorasyonların %15' i renk uyumu kategorisinde beta skoru almıştır. Bu, 1 yıl sonunda monolitik zirkonya restorasyonların %15' inin

translucensisini kaybettiği ve opasitesinin arttığı anlamına gelmektedir. Ayrıca Tanner ve ark. (2018) çalışmalarında seramik restorasyonların üzerinde daha az plak akümüasyonu olduğunu, fakat bu plağın seramiğin renk canlılığını diğer restorasyon malzemelerine göre daha fazla oranda düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda altyapı tipine göre renk uyumu değerlendirildiğinde, 142 adet veneerli zirkonya destekli restorasyon için % 78,9 alfa %19,7 beta ve %1,4 charlie skoru; 72 adet monolitik zirkonya restorasyonu için %83,3 alfa, %16,7 beta skoru kaydedilmiştir. Renk uyumu değerlendirmesinde hiçbir grup arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Ancak uzun dönemde bu değişebilir.

Hickel ve ark. (2010), marjinal renklenmenin sıklıkla sekonder çürük zannedilerek yanlış teşhis edilebileceğini; bu nedenle, sekonder çürüklerin insidansının bazı klinik çalışmalarda abartılmış olabileceğini bildirmişlerdir (Güncü ve ark. 2015). Ayrıca bazı çalışmalardaki yüksek sekonder çürük oranının, erken dönemdeki prototip CAM sistemlerinin kullanılması nedeniyle bu restorasyonların zayıf marjinal uyumu ile ilgili olabileceği de bildirilmiştir (Sax ve ark. 2011, Pihlaja 2016, Rinke ve ark. 2016). Roediger ve ark. (2010) CAD / CAM sisteminin yazılım güncellemesinden sonra sekonder çürük oranında bir düşüş bildirmişlerdir (Pihlaja 2016). Tanner ve ark.(2018) ise sekonder çürüklerin sıklıkla suda çözünürlüğü yüksek olan geçici simanlarla restore edilen dişlerde görüldüğünü kaydetmişlerdir.

Bizim çalışmamızda sadece 2 dayanak dişte sekonder çürük tespit edilmiş olup bu durum hiçbir grupta anlamlı bir farklılık oluşturmamıştır. Bunun sebebi Häff ve ark. nın 13 yıllık, Rinke ve ark.nın 5 yıllık, Sax ve ark.nın 5 yıllık ve Roediger ve ark. nın 4 yıllık çalışmalarının aksine bizim takip süremizin daha kısa olması (26 aya kadar) ve bu sürenin biyolojik komplikasyonların ortaya çıkabilmesi için kısa bir süre olması olabileceği gibi marjinal uyum skorlarımızın klinik kabul edilebilir sınırlar içinde olmasıyla da ilgili olabilir.

Marjinal renklenme için feather edge ve shoulder grupları arasında anlamlı bir fark bulunmakla beraber chamfer grubu her 2 gruba da benzer sonuçlar göstermiştir. Ayrıca en yüksek skorlar feather edge grubunda en düşük skorlar ise shoulder grubunda görülmüştür. Bunun sebebi muhtemelen grupların örnek sayılarının homojen dağılmamasıdır. Çünkü shoulder ve chamfer grubu “horizontal

marjin tipi” olarak birleştirilip örnek sayılarının daha homojen dağılması sağlandığında anlamlı fark kaybolmaktadır.

Çalışmamızdaki restorasyonların sadece 3 ünde yüzey pürüzlülüğü beta (%1,4) olarak skorlanmış geri kalan tüm dayanak dişlerdeki restorasyonlar alfa skoru almıştır ve bu durum hiçbir grup arasında anlamlı bir farklılığa sebep olmamıştır. Yine bu sonuç da takip süremizin kısa olmasından dolayı olabilir.

Häff ve ark. (2015) 13 yıllık takip sonunda % 61 restorasyonu yüzey pürüzlülüğü açısından alfa, % 29 restorasyonu ise beta değeri ile skorlamıştır. %10 restorasyon ise klinik olarak kabul edilemeyecek skorlar almıştır. Hafif pürüzlü yüzeylerin, dişlerin besinleri öğütme veya parçalamasından kaynaklanmış olabileceğinden bahsedilmiştir. Bununla birlikte yakın zamanda yayınlanan zirkonya destekli sabit köprü restorasyonlarının klinik ve fraktografik çalışmalarında, çoğu veneer kırığının okluzal yüzey pürüzlülüğünden başladığı bildirilmiştir (Koenig ve ark. 2013, Sailer ve ark. 2009). Bizim çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü en az değişen parametredir. Sulu ağız ortamındaki çiğneme sırasında sıcaklık değişiklikleri, nem ve mekanik yükün, düşük sıcaklık bozunmasını ortaya çıkardığı ve Y-TZP'nin monoklinik fazına dönüşmesine neden olduğu bilinse de (Gjurin ve ark. 2019) bizim çalışmamızın gözlem süresi yüzey değişikliklerinin oluşması için muhtemelen erken bir süre idi.

Klinik çalışmalarda bazı biyolojik (ikincil çürükler, endodontik, periodontal) ve teknik (veneering porselen chippingi, retansiyon kaybı, altyapı kırıkları) komplikasyonlar bildirilmiş olsa da biyolojik komplikasyonların oldukça nadir olarak gözlemlendiğini bildirilmiştir (Takuma ve ark. 2013, Gjurić ve ark. 2019). Forrer ve ark. (2020) ise biyolojik komplikasyonları teknik komplikasyonlardan daha fazla bildirmişlerdir fakat Forrer’ ın çalışmasındaki restorasyon sayısının hem daha az olduğu, hem de periodontal durum skorlarını da biyolojik komplikasyonların içinde değerlendirildiği göz önünde bulundurulmalıdır. Ioannidis ve Bindl (2016) ise 10 yıla kadar 59 adet 3 üyeli köprü restorasyonlarını inceledikleri çalışmalarında sabit köprü protezlerinin kaybına neden olan en ciddi komplikasyonun biyolojik komplikasyonlar olduğunu, en sık gözlemledikleri biyolojik komplikasyonun ise %7 ile diş vitalitesinin kaybı olduğunu bildirmişlerdir. Bunun muhtemel sebebi olarak da

geleneksel molar diş preparasyonu sırasında neredeyse %68 ila %76 arasındaki belirgin diş dokusu kaybını göstermişlerdir.

5.2 *Periodontal Değerlendirmeler*

Periodontal sağlığı tanımlamayı hedefleyen neredeyse hiçbir çalışma veya rapor olmadığından (Mariotti ve Hefti 2015) periodontal sağlık için daha pratik bir tanım; enflamatuvar periodontal hastalıktan arınmış bir durum, olacaktır. Bu da, klinik olarak gingivitis veya periodontitis ile ilişkili enflamasyonun olmamasının periodontal sağlık için bir ön koşul olduğu anlamına gelmektedir (Lang ve Bartold 2018). Sağlık, hem histolojik hem de klinik düzeylerde değerlendirilebilse de biz çalışmamızda restore edilen dişlerin biyolojik durumunu periodontal indekslerle klinik olarak değerlendirdik. Fakat bu konudaki limitasyonlarımızdan birisi, karşıt arkın periodontal verilerini ölçmediğimiz için herhangi bir kontrol grubumuzun olmamasıydı.

Periodontal sağlığı değerlendirmek için kullanılan parametrelerden birisi, sondlamada kanamanın değerlendirilmesidir (Baldissara ve ark. 2010). Çalışmamızda, marjinal bitim tipine göre sondlamada kanama verilerine baktığımızda, horizontal marjin tipi, feather edge marjine göre anlamlı derecede daha iyi skorlar göstermiştir; ayrıca shoulder ve chamfer olarak değerlendirdiğimizde iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığını gördük.

Feather edge grubunun daha kötü sondlamada kanama skorları göstermesi Cagidiaco ve ark.(2019) ve Paniz ve ark. (2016) nın çalışmalarıyla paraleldir. Bunun sebebi feather edge marjinin gingival sulkus içinde daha derin ve kemik kret tepesine daha yakın pozisyonlanması veya Çömlekoğlu ve ark. (2009)' nın çalışmalarında bildirdikleri gibi koledeki materyal kalınlığı olabilir. Marjinal bitim tipinden bağımsız olarak biyolojik aralığın korunması için marjin kenarının kret tepesinden 3 mm veya daha fazla mesafede olmasına dikkat edilmelidir (Cagidiaco ve ark.2019). Marjinal kenarın subgingival alana yerleşimi sadece periodontal sağlık için değil aynı zamanda yumuşak doku stabilitesi için de önemlidir. Klinik bir çalışmada ortalama 4-12 yıllık bir süre boyunca subgingival kenarlı kronları incelenmiş ve dişeti çekilmesinin restorasyonların % 34' ünde meydana geldiğini, supragingival

marjine sahip kronların ise sadece % 6'sının etkilendiğini bulmuşlardır (Paniz ve ark. 2016).

Konstantinidis ve ark.(2019) monolitik zirkonya tek kronlarla yaptıkları çalışmada, 1 yıl sonunda, tüm ağız skorlarını değerlendirmişlerdir. Tüm ağız sondlamada kanama skorlarının 1 yıl sonunda anlamlı derecede düştüğü, restore edilen dişlerin skorlarının ise anlamlı derecede yükseldiği görülmüştür. Bu sonuç Tanner ve ark. (2018)' nın çalışmasıyla paraleldir hatta bazı çalışmalarda, zirkonya destekli restorasyonlarda en sık görülen biyolojik komplikasyon sondlama sırasında kanama skorlarının artması olarak bildirilmiştir (Tanner ve ark. 2018, Teichmann ve ark. 2018). Bu durum, Ercoli ve Caton'un (2018) çalışmalarında da destekledikleri gibi, marjinleri suprakrestal doku ataçmanının içine yerleştirilen restorasyonların, gingival enflamasyonu ve muhtemelen dişeti çekilmesini ve cep formasyonunu desteklemeleri ve sabit protez restorasyonları için uygulanan intraoral prosedürlerin, periodontal destekleyici dokuyu travmatize edebilmeleri sebebiyle olabilir. Ayrıca interproksimal seviyedeki sondlamada kanama skorları preparasyon tipine ve kemik kret tepesi- kron marjini arasındaki mesafeye önemli derecede bağlıyken; diş tipinin bu skorları etkilemediği görülmüştür (Cagidiaco ve ark. 2019).

Çeşitli yazarlar, artmış dişeti kanaması ve periodontal inflamasyon skorlarının ana nedeni olarak restorasyon ile prepare diş arasındaki zayıf marjinal adaptasyonu göstermişlerdir (Reitemeier ve ark. 2002, Pelaez ve ark. 2012b, Suarez ve ark. 2012, Tanner ve ark. 2018). Bizim çalışmamızda da hem marjinal adaptasyonun en kötü skorlar gösterdiği, hem de sondlamada kanama skorlarının en yüksek olduğu marjinal bitim tipi feather edge marjindir. Bu iki değer arasında korelasyon vardır.

Sondlamada kanama skorlarını restorasyon tipine göre değerlendirdiğimizde ise, köprü restorasyonları tek kron restorasyonlarına göre anlamlı derecede daha yüksek skorlar göstermiştir. Bu durum Tanner ve ark. (2018) nın çalışmasıyla da korele olup sabit köprü restorasyonlarında konnektör bölgelerindeki yetersiz gingival interproksimal aralıktan kaynaklanabilir. Her ne kadar zirkonya destekli köprülerin dayanımı için konnektör alanının artırılması tavsiye edilse de kapalı konnektör alanlarına bağlı temizlenemeyen alanlar sondlamada kanama skorlarını arttırmaktadır (Tanner ve ark. 2018). Marjinal bitim tipi ve restorasyon tipini beraber

değerlendirdiğimizde ise beklenildiği şekilde anlamlı derecede en yüksek skorları feather edge marjine sahip köprü restorasyonlarında; en iyi skorları ise horizontal marjine sahip tek kron restorasyonlarında gördük.

Kanama indeksi (Kİ), gingival enflamasyon ve plak indeksi ile ilişkilidir ve sondlama sırasındaki kanama, plağa bağlı enflamasyona işaret etmektedir (Suzuki ve Misch 2018). Zaten Gingival İndeks (Gİ) sistemi, dişeti durumu ve enflamasyonun değerlendirilmesi amacıyla tanımlanmıştır (Loe H, Silness 1963). Bu sebeple Gİ, Pİ ve Kİ skorlarının paralel olmasını beklemekteyiz. Çalışmamızda gingival indeksin feather edge marjin tipinde horizontal marjin tiplerinden anlamlı derecede yüksek olup chamfer ve shoulder marjinleri arasında istatistiksel bir fark bulunamaması, sabit köprü restorasyonlarında sabit kron restorasyonlarına göre anlamlı derecede yüksek olması ve altyapı tipine göre gruplar arasında herhangi bir istatistiksel fark olmaması tamamen SK skorlarıyla ve önceki çalışmalarla (Martinez ve ark. 2020, Paniz ve ark. 2016) uyumludur.

Restorasyon tipi ve marjin tipini beraber değerlendirdiğimizde, gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Bu parametrelerin değişimi uzun dönemde dikkatle takip edilmelidir.

Subgingival amalgam restorasyonların proksimal bölgelerindeki plak birikimi ve gingival enflamasyonun restore edilmemiş diş yüzeylerine kıyasla daha belirgin olduğu daha önceki çalışmalarda gösterilmiştir (Paniz ve ark. 2016). Bununla birlikte seramik materyallerin etrafında doğal dişlere göre daha az plak akümüasyonu olduğundan, plak indeksi tam kronlarla restore edilmiş dişlerde restore edilmeyen dişlere göre daha düşük bildirilmiştir (Reitemeier ve ark. 2002, Naenni ve ark. 2015, Tanner ve ark. 2018). Buna rağmen bazı periodontal parametrelerin farklı çalışmalarda farklı değerlerde bulunması, daha önce de bahsedildiği gibi interproksimal bölgelerde özellikle geniş konnektör alanı gerekliliğine bağlı temizlenemeyen alanların oluşması olabilir (Tanner ve ark. 2018, Sailer ve ark. 2009, Sailer ve ark. 2017). Bizim çalışmamızda da, marjinal bitim tipi ve restorasyon tipi beraber değerlendirildiğinde sadece feather edge köprülerle horizontal kronlar arasında istatistiksel fark görülmüştür, bu durumun sebebi de yine temizlenemeyen interproksimal bölgeler olabilir. Sadece marjinal bitim tipine göre değerlendirme yapıldığında feather edge grubu, sondlamada kanama ve gingival indekste olduğu

gibi plak indeksi skorlarında da anlamlı derecede düşük skorlar göstermiştir. Chamfer ve feather edge grubu arasında fark yokken shoulder grubunun anlamlı derecede daha yüksek skorlar göstermesinin sebebi örneklem sayılarının homojen olmaması olabilir ($F=280, C=123 S=47$).

Çalışmamıza dahil edilen her hasta, protetik tedavi öncesi rutin periodontal tedavileri yapılmış sağlıklı periodontal dokulara sahip hastalardır. Buna rağmen kontrol seanslarında görülen kanama ve enflamasyon belirtileri, materyal veya diğer faktörlerden bağımsız olarak, kron veya köprü restorasyonunun varlığına bağlı olabilir. Bu durum, Martinez ve ark. nın (2020) nın sonuçlarıyla da benzerdir. İlgili çalışmada hem gingival indeksi hem de sondlanabilir cep derinliğinin horizontal marjine sahip dişlerde kontrol dişlerine göre daha yüksek olduğu ayrıca yine horizontal marjinle hazırlanan tek kronlar ve köprülerin, tedavi edilmemiş kontrol dişlerine kıyasla tüm periodontal değişkenlerde daha kötü periodontal skorlar sunduğu bildirilmiştir. Tanner ve ark. (2018) da çalışmalarında yine restore edilmeyen dişlerle kıyaslandığında restore edilen dişlerde daha fazla cep derinliği ölçmüştür.

Biz çalışmamızda marjinal bitim tipine göre, restorasyon tipine göre ve altyapı tipine göre restore edilen dişlerde kontrol randevularında ölçtüğümüz sondlanabilir cep derinliği skorları için gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulamadık. Ancak takip eden sürelerde bu durum incelenmeli ve karşıt arktaki dişlerden de ölçümler yapılarak karşılaştırılmalıdır.

Biz çalışmamızda kliniğimizde uygulanan zirkonya restorasyonların klinik olarak kesitsel bir projeksiyonunu çıkardık. Retrospektif dizaynı dışında, tüm dünyada etkisini gösteren COVID 19 salgını dolayısıyla hastaların gelmeyi kabul etmemesi ve restorasyonların daha uzun süre takip edilememesi bizim için büyük bir kısıtlılık oluşturmuştur. Ayrıca yukarıda da bahsettiğimiz gibi periodontal ölçümlerde, kontrol dişten ölçüm yapılmaması da periodontal açıdan kısıtlılıktır.

Gelecekte klinik olarak daha anlamlı sonuçlar için daha homojen dağılmış örneklem sayıları ile randomize ve daha uzun dönem takipler yapılmalıdır.

6 SONUÇLAR

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde;

- Sağ kalan Feather edge, Chamfer veya Shoulder marjinal bitim tipleriyle hazırlanan zirkonya destekli restorasyonların hepsi protetik ve periodontal olarak fonksiyon görebilecek düzeydedir.
- Tek kron restorasyonları %100 sağkalım gösterirken tüm alt yapı kırıkları köprü restorasyonlarının konnektör bölgesinde gözlemlenmiştir. Bu nedenle köprü restorasyonlarındaki altyapı kırığı için konnektör alanı önemli bir risk faktörüdür.
- Monolitik ve veneerli restorasyonların 25 aylık kümülatif sağkalımlar arasında anlamlı farklılık yoktur. Restorasyonun sağ kalım için veneerli veya monolitik olması risk faktörü değildir. Ancak materyal seçimi dikkatli yapılmalıdır.
- Tüm zirkonya altyapı kırıkları köprü restorasyonlarının konnektör bölgelerinde görülmüştür. Zirkonya destekli köprü restorasyonları için konnektör alanına özel dikkat gösterilmelidir.
- Tüm restorasyonlar klinik olarak kabul edilebilir olsa da marjinal uyumsuzluk; feather edge marjinlerde horizontal marjine sahip restorasyonlara göre daha fazladır. Bu durum, uzun dönemde marjinal renklenme ve sekonder çürük oluşumu açısından risk faktörü olabilir, dikkat edilmelidir.
- Restorasyonların hiçbirinde periodontal sebeplerle başarısızlık görülmemiştir fakat periodontal sağlığın idamesi için horizontal marjinler tercih edilmelidir.
- Köprü restorasyonlarında kron restorasyonlarına göre daha yüksek Gİ, SK ve Pİ skorları görüldü. Bu nedenle zirkonya destekli köprü restorasyonları için uygun konnektör kalınlığı sağlanırken hastanın oral hijyenini sağlayabilmesi için planlama aşamasında yeterli gingival embraşür alanı olmasına dikkat gösterilmelidir.
- En düşük Gİ ve SK skorlarını horizontal marjine sahip kron restorasyonları; en yüksek SK ve Pİ skorlarını feather edge marjine sahip köprü restorasyonları göstermiştir. Bu bize periodontal sağlığın hem restorasyon tipi hem de tercih edilen marjinal bitim tipi değişkenlerinden etkilendiği göstermiştir..

7 KAYNAKLAR

1. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010 Nov;37(11):866-76. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02113.x. PMID: 20557435
2. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*. 2014;2014:783948. doi: 10.1155/2014/783948. Epub 2014 Apr 8. PMID: 24817888; PMCID: PMC4000974.
3. Abi CB, Emrullahoglu OF, Said G. Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 Feb;18:123-31. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.11.007. Epub 2012 Nov 27. PMID: 23262310.
4. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2005 Oct;21(10):984-91. doi: 10.1016/j.dental.2005.03.013. PMID: 16085302
5. ADA Council on Scientific Affairs. American Dental Association acceptance program guidelines: composite resins for posterior restorations, 1989, pp 1–13, American Dental Association, Chicago.
6. ADA Council on Scientific Affairs. American Dental Association acceptance program guidelines: restorative materials, 1996, pp 1–14, American Dental Association, Chicago.
7. a. ADA Council on Scientific Affairs. American Dental Association acceptance program guidelines: products for treatment of dentinal hypersensitivity, 1998, pp 1–15, American Dental Association, Chicago.
8. b. ADA Council on Scientific Affairs. American Dental Association acceptance program guidelines: home use toothwhitening products, 1998, pp 1–14, American Dental Association, Chicago.
9. a. ADA Council on Scientific Affairs. Revised American Dental Association acceptance program guidelines: dentin and enamel adhesives, 2001, pp 1–9, American Dental Association, Chicago.
10. b. ADA Council on Scientific Affairs. American Dental Association acceptance program guidelines: composite resins for posterior restorations, 2001, pp 1–12, American Dental Association, Chicago.
11. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Könönen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio*. 2003 Oct;21(4):248-52. doi: 10.1080/08869634.2003.11746258. PMID: 14620696
12. Al-Wahadni AM, Mansour Y, Khader Y. Periodontal response to all-ceramic crowns (IPS Empress) in general practice. *International Journal of Dental Hygiene*. 2006 Feb;4(1):41-46. DOI: 10.1111/j.1601-5037.2006.00160.x.
13. American Dental Association (ADA). CDT: Code on dental procedures and nomenclature. Accessed March 17, 2015.
14. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. 1993 Feb;51(1):59-64. doi: 10.3109/00016359309041149. PMID: 8451925.
15. Arezoobakhsh A, Shayegh SS, Jamali Ghomi A, Hakimaneh SMR. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. *J Prosthet Dent*. 2020 Jan;123(1):105-112. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.10.023. Epub 2019 Apr 12. PMID: 30982618.
16. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent*. 2008 Oct;100(4):274-84. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60206-1. PMID: 18922256.
17. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence Int*. 2011 Feb;42(2):173-82. PMID: 21359252.
18. Bader J, Rozier RG, McFall WT Jr. The effect of crown receipt on measures of gingival status. *Journal of dental Research*. 1991; 70(10): 1386–1389. <https://doi.org/10.1177/00220345910700101401>
19. Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dent Mater*. 2012 Aug;28(8):873-9. doi: 10.1016/j.dental.2012.04.019. Epub 2012 May 11. PMID: 22578663; PMCID: PMC3393788.

20. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2010 Jul;104(1):6-12. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60086-8. PMID: 20620365
21. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review.* 2008; 44(1): 3-21.
22. Barootchi S, Askar H, Ravidà A. Long-term Clinical Outcomes and Cost-Effectiveness of Full-Arch Implant-Supported Zirconia-Based and Metal-Acrylic Fixed Dental Prostheses: A Retrospective Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2020 Mar/Apr;35(2):395-405. DOI: 10.11607/jomi.7833
23. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clinical oral investigations.* 2005; 9(4): 209–14. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0017-0>
24. Becker CM, Kaldahl WB. Current theories of crown contour, margin placement, and pontic design. *J Prosthet Dent.* 1981 Mar;45(3):268-77. doi: 10.1016/0022-3913(81)90387-5. PMID: 7012305.
25. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2013; 29(2): 181–190. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.015>
26. Benetti P, Pelogia F, Valandro LF, Bottino MA, Bona AD. The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dent Mater.* 2011 Sep;27(9):948-53. doi: 10.1016/j.dental.2011.05.009. Epub 2011 Jun 25. PMID: 21705061.
27. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol.* 1982 Dec;11(6):439-50. doi: 10.1111/j.1600-0714.1982.tb00188.x. PMID: 6819352.
28. a. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J.* 2008 May;27(3):362-7. doi: 10.4012/dmj.27.362. PMID: 18717163.
29. b. Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci.* 2008 Aug;116(4):381-6. doi: 10.1111/j.1600-0722.2008.00551.x. PMID: 18705807.
30. a. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, 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 Jan;25(1):121-8. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.019. Epub 2008 Jul 11. PMID: 18620748.
31. b. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig.* 2009 Dec;13(4):445-51. doi: 10.1007/s00784-009-0249-5. Epub 2009 Jan 24. PMID: 19169719.
32. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Güh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int.* 2010 Sep;41(8):631-7. PMID: 20657851.
33. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005 Jun;32(6):441-7. doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01446.x. PMID: 15899023.
34. Binns D. The chemical and physical properties of dental porcelains. In *Dental ceramics: proceedings of the First International Symposium on Ceramics.* 1983, Quintessence Publishing Co.
35. Björn AL, Björn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontol Revy.* 1970;21(3):337-46. PMID: 5275036.
36. Blatz MB, Bergler M, Ozer F, Holst S, Phark JH, Chiche GJ. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *Am J Dent.* 2010 Aug;23(4):213-6. PMID: 21250572.

37. Bonfante EA, da Silva NR, Coelho PG, Bayardo-González DE, Thompson VP, Bonfante G. Effect of framework design on crown failure. *Eur J Oral Sci.* 2009 Apr;117(2):194-9. doi: 10.1111/j.1600-0722.2008.00608.x. PMID: 19320730
38. Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NR, Rekow ED, Thompson,VP, Coelho PG. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *European Journal of Oral Sciences.* 2010; 118(2), 202–9. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2010.00724.x>
39. Brunsvold MA, Lane JJ. The prevalence of overhanging dental restorations and their relationship to periodontal disease. *J Clin Periodontol.* 1990 Feb;17(2):67-72. doi: 10.1111/j.1600-051x.1990.tb01064.x. PMID: 2406294.
40. Büyükdere A, Sertgöz A. Sabit protetik restorasyonların in vivo çalışmalar ile değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2016; 25 (13): 0-0 . Retrieved from <https://dergipark.org.tr/tr/pub/ataunidfd/issue/45070/562870>
41. Cagidiaco EF, Discepoli N, Goracci C, Carboncini F, Vigolo P, Ferrari M. Randomized Clinical Trial on Single Zirconia Crowns with Feather-Edge vs Chamfer Finish Lines: Four-Year Results. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2019 Nov/Dec;39(6):817-826. doi: 10.11607/prd.4270. PMID: 31613942.
42. Campos F, Souza RO, Bottino MA, Özcan M. Fracture Strength, Failure Types, and Weibull Characteristics of Three-Unit Zirconia Fixed Dental Prostheses After Cyclic Loading: Effects of Veneering and Air-Abrasion Protocols. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2016 Nov/Dec;36(6):901-908. doi: 10.11607/prd.2524. PMID: 27740655.
43. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Chevalier J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater.* 2018 Jun;34(6):879-90. doi: 10.1016/j.dental.2018.03.006. Epub 2018 Mar 26. PMID: 29598882.
44. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater.* 2011 Feb;7(2):858-65. doi: 10.1016/j.actbio.2010.09.020. Epub 2010 Sep 18. PMID: 20854937
45. Chaar MS, Kern M. Five-year clinical outcome of posterior zirconia ceramic inlay-retained FDPs with a modified design. *J Dent.* 2015 Dec;43(12):1411-5. doi: 10.1016/j.jdent.2015.11.001. Epub 2015 Nov 10. PMID: 26561926.
46. Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices.* 2016 Oct;13(10):945-963. doi: 10.1080/17434440.2016.1230017. Epub 2016 Sep 16. PMID: 27635794
47. Cheung KC, Darvell BW. Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2002; 18(2): 163–173. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(01\)00038-0](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(01)00038-0)
48. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society.*1999; 82(8): 2150-4
49. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials.* 2004 Nov;25(24):5539-45. doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.01.002. PMID: 15142736.
50. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *Journal of the American Ceramic Society,* 2009; 92(9): 1901-1920.
51. Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics*, Quintessence Publishing Company, 1994, Vol. 1, Chicago; London.
52. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent.* 2004 Jun;91(6):554-60. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.03.004. PMID: 15211298.
53. Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont.* 2009 Nov;1(3):129-35. doi: 10.4047/jap.2009.1.3.129. Epub 2009 Nov 30. PMID: 21165268; PMCID: PMC2994690
54. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989 Jan;23(1):45-61. doi: 10.1002/jbm.820230105. PMID: 2708404.
55. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966 Mar-Apr;16(2):297-305. doi: 10.1016/0022-3913(66)90082-5. PMID: 5217112.

56. Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010 Nov;141(11):1317-29. doi: 10.14219/jada.archive.2010.0076. PMID: 21037189
57. Claussen N. Fracture Toughness of Al₂O₃ with an Unstabilized ZrO₂ Dispersed Phase. *Journal of the American Ceramic Society.* 1976; 59(1-2): 49-51.
58. Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent.* 2009 Sep-Oct;34(5):586-92. doi: 10.2341/08-076-L. PMID: 19830974.
59. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013 Dec;110(6):447-454.e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.003. Epub 2013 Oct 10. PMID: 24120071.
60. Cottom B, Mayo M. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO₂-3mol% Y₂O₃ determined by Vickers indentation. *Scripta materialia.* 1996; 34(5): 809-814.
61. Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in patients attending UK general dental practices: three-year results. *Dent Mater.* 2012 Mar;28(3):229-36. doi: 10.1016/j.dental.2010.12.004. Epub 2012 Jan 12. PMID: 22244732.
62. Crispin BJ. Enamel thickness. *J Esthet Dent* 1993;5:37.
63. Darvell BW. *Materials science for dentistry.* Woodhead publishing, 2018, 10th Edition
64. Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1988; 59(1): 12–16. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(88\)90098-4](https://doi.org/10.1016/0022-3913(88)90098-4)
65. Dehnicke K. Hollemann-Wiberg, *Lehrbuch der Anorganischen Chemie.* 101. Auflage. Von Nils Wiberg. Walter de Gruyter, Berlin/New York, 1995. 2033 S., geb. 158.00 DM. ISBN 3–11–012641–9. *Angewandte Chemie,* 1996. 108(21): p. 2696-2696.
66. Denry IL. Restorative materials–Ceramics. In: Powers JM, Sakaguchi RL (eds). *Craig's Restorative Dental Materials.* Mosby, Inc. 2006, 12th Edition, St Louis, USA, p:253–275.
67. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299-307. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.007. Epub 2007 Jul 19. PMID: 17659331.
68. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials.* 2006; 27 (10): 2186-92.
69. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts. *Int J Prosthodont.* 2006 Mar-Apr;19(2):136-42. PMID: 16602361.
70. de Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil.* 2007 Nov;34(11):841-7. doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01675.x. PMID: 17919251.
71. Dhima M, Paulusova V, Carr AB, Rieck KL, Lohse C, Salinas TJ. Practice-based clinical evaluation of ceramic single crowns after at least five years. *J Prosthet Dent.* 2014 Feb;111(2):124-30. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.06.015. Epub 2013 Dec 10. PMID: 24331848.
72. Edelhoff D, Horstkemper TH, Richter EJ, Spiekermann H, Yildirim M. Bonded and non-bonded Empress 1-crowns. Clinical results after a four year period. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2000;55:326-30
73. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):503-9. doi: 10.1067/mpr.2002.124094. PMID: 12070513.
74. Elshiyab SH, Nawafleh, George R. Survival and testing parameters of zirconia-based crowns under cyclic loading in an aqueous environment: A systematic review. *Journal of investigative and clinical dentistry.* 2017; 8(4). 10.1111/jicd.12261. <https://doi.org/10.1111/jicd.12261>
75. Ercoli C, Caton JG. Dental prostheses and tooth-related factors. *J Clin Periodontol.* 2018 Jun;45 Suppl 20:S207-S218. doi: 10.1111/jcpe.12950. PMID: 29926482
76. Eroğlu Z, Gurbulak AG. Fatigue behavior of zirconia-ceramic, galvano-ceramic, and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Prosthodont.* 2013 Oct;22(7):516-522. doi: 10.1111/jopr.12059. Epub 2013 Jun 4. PMID: 23735078.
77. Euán 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 Aug;112(2):155-62. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.10.012. Epub 2014 Jan 17. PMID: 24445027.
78. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res.* 1974 Jul-Aug;53(4):859-66. doi: 10.1177/00220345740530041701. PMID: 4526377.

79. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991 Mar;65(3):357-364. DOI: 10.1016/0022-3913(91)90225-1.
80. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*. 2001 Apr;4(2):89-106. English, German. Erratum in: *Int J Comput Dent* 2001 Jul;4(3):184. PMID: 11697309
81. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*. 2008 May;36(5):316-21. doi: 10.1016/j.jdent.2008.01.017. Epub 2008 Mar 14. PMID: 18339469.
82. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2017 Feb;117(2):303-309. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.010. Epub 2016 Sep 22. PMID: 27666494.
83. Flores-de-Jacoby L, Zafiropoulos GG, Ciano S. Effect of crown margin location on plaque and periodontal health. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1989;9(3):197-205. PMID: 2700985.
84. Forrer FA, Schnider N, Brägger U, Yilmaz B, Hicklin SP. Clinical performance and patient satisfaction obtained with tooth-supported ceramic crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2020 Oct;124(4):446-453. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.08.012. Epub 2020 Jan 3. PMID: 31902533
85. Fradeani M, Aquilano A. Clinical experience with Empress crowns. *Int J Prosthodont*. 1997 May-Jun;10(3):241-7. PMID: 9484056.
86. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Saller A. In-vivo evaluation of a feldspathic ceramic system: 2-year results. *Journal of dentistry*. 1996; 24(1-2): 25–31. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(95\)00053-4](https://doi.org/10.1016/0300-5712(95)00053-4)
87. Gardner FM. Margins of complete crowns--literature review. *J Prosthet Dent*. 1982 Oct;48(4):396-400. doi: 10.1016/0022-3913(82)90072-5. PMID: 6752383.
88. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *The Journal of Periodontology*. 1961; 32(3): 261-267
89. Garvie R. Zirconium dioxide and some of its binary systems. New York Academic Press Inc. 1970; 4: 117-66.
90. Garvie RC, Hannink R, Pascoe R. Ceramic steel?. *Nature*. 1975; 258(5537): 703-704.
91. Gemalmaz D, Ozcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2001; 3(3): 273–283
92. Gemalmaz D, Ergin S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2002 Feb;87(2):189-96. doi: 10.1067/mpd.2002.120653. PMID: 11854676.
93. Gherlone E, Mandelli F, Cappare P, Pantaleo G, Traini T, Ferrini F. A 3 years retrospective study of survival for zirconia-based single crowns fabricated from intraoral digital impressions. *J Dent*. 2014 Sep;42(9):1151-5. doi: 10.1016/j.jdent.2014.06.002. Epub 2014 Jun 12. PMID: 24930869.
94. Giollo M, Valle P, Gomes S, Cassiano R. A retrospective clinical, radiographic and microbiological study of periodontal conditions of teeth with and without crowns. *Brazilian Oral Research*. 2007;21:348-54. 10.1590/S1806-83242007000400012.
95. Gjurin SJ, Ozcan M, Oblak C. Zirconia ceramic fixed partial dentures after cyclic fatigue tests and clinical evaluation: a systematic review. *Advances in Applied Ceramics*. 2019; 118.1-2: 62-69.
96. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004 May-Jun;17(3):285-90. PMID: 15237873.
97. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009; 102(6): 378–384. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60198-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60198-0)
98. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*. 2001 Apr;85(4):363-76. doi: 10.1067/mpd.2001.114685. PMID: 11319534.
99. Goodacre CJ. Designing tooth preparations for optimal success. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):v, 359-85. doi: 10.1016/j.cden.2003.12.015. PMID: 15172605.

100. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015 May-Jun;28(3):227-35. doi: 10.11607/ijp.4244. PMID: 25965634.
101. Green DJ, Hannink RM, Swain MV. *Transformation Toughening of Ceramics*. CRC Press. 1989, Boca Raton, Florida.
102. Gregg A, Helvey A, Croll TP, Nicholson JW. Zirconia and Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing (CAD/CAM) Dentistry. *Inside Dentistry*. 2008;4:4.
103. Gremillard L, Chevalier J, Epicier T, Deville S, Fantozzi G. Modeling the aging kinetics of zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*. 2004; 24(13): 3483-9.
104. Grey NJ, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *J Dent*. 1993 Feb;21(1):47-51. doi: 10.1016/0300-5712(93)90051-q. PMID: 8425983.
105. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil*. 1997 Dec;24(12):871-81. doi: 10.1046/j.1365-2842.1997.00592.x. PMID: 9467987
106. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011 Apr;55(2):333-52, ix. doi: 10.1016/j.cden.2011.01.005. Epub 2011 Mar 3. PMID: 21473997.
107. Guo X. On the degradation of zirconia ceramics during low-temperature annealing in water or water vapor. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*. 1999; 60(4): 539-46
108. Guo X. Hydrothermal degradation mechanism of tetragonal Zirconia. *Journal of Materials Science*. 2001; 36(15): 3737-44.
109. Guo X, Schober T. Water Incorporation in Tetragonal Zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*. 2004; 87(4): 746-8
110. Güncü MB, Cakan U, Muhtarogullari M, Canay S. Zirconia-based crowns up to 5 years in function: a retrospective clinical study and evaluation of prosthetic restorations and failures. *The International Journal of Prosthodontics*. 2015; 28(2): 152–157. <https://doi.org/10.11607/ijp.4168>
111. Güth JF, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int*. 2019;50(7):512-520. doi: 10.3290/j.qi.a42653. PMID: 31187100.
112. Häff A, Löf H, Gunne J, Sjögren G. A retrospective evaluation of zirconia-fixed partial dentures in general practices: an up to 13-year study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2015; 31(2): 162–170. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.009>
113. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 2000; 83(3): 461-87.
114. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2016 Aug;116(2):257-63. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.019. Epub 2016 Mar 17. PMID: 26994676.
115. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent*. 2007;9 Suppl 1:77-106. Erratum in: *J Adhes Dent*. 2007 Dec;9(6):546. PMID: 18341236.
116. Heschl A, Haas M, Haas J, Payer M, Wegscheider W, Polansky R. Maxillary rehabilitation of periodontally compromised patients with extensive one-piece fixed prostheses supported by natural teeth: a retrospective longitudinal study. *Clin Oral Investig*. 2013 Jan;17(1):45-53. doi: 10.1007/s00784-012-0681-9. PMID: 22290063; PMCID: PMC3585945.
117. Heuer A, Claussen N, Kriven W, Ruehle M. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *Journal of the American Ceramic Society*. 1982; 65(12): 642-650.
118. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I, Bayne S, Peters M, Hiller KA, Randall R, Vanherle G, Heintze SD. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. *J Adhes Dent*. 2010 Aug;12(4):259-72. doi: 10.3290/j.jad.a19262. PMID: 20847997.
119. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*. 2011;3: 109–115. <https://doi.org/10.1007/s12633-011-9078-7>
120. Ingber JS, Rose LF, Coslet JG. The "biologic width"--a concept in periodontics and restorative dentistry. *Alpha Omegan*. 1977 Dec;70(3):62-5. PMID: 276259.
121. Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, Zhang F, Vleugels J, Van Meerbeek B, Minakuchi S. Crystallographic and morphological analysis of

- sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent Mater.* 2018 Mar;34(3):508-518. doi: 10.1016/j.dental.2017.12.008. Epub 2018 Jan 8. PMID: 29325861.
122. Ioannidis A, Bindl A. Clinical prospective evaluation of zirconia-based three-unit posterior fixed dental prostheses: Up-to ten-year results. *J Dent.* 2016 Apr;47:80-5. doi: 10.1016/j.jdent.2016.01.014. Epub 2016 Feb 1. PMID: 26844399.
 123. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent.* 2011 Jul;106(1):29-37. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60090-5. PMID: 21723991.
 124. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1991; 65(3): 436–42. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90239-s](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90239-s)
 125. Jameson LM, Malone WF. Crown contours and gingival response. *J Prosthet Dent.* 1982 Jun;47(6):620-4. doi: 10.1016/0022-3913(82)90135-4. PMID: 7047726.
 126. Jang KJ, Kang JH, Fisher JG, Park SW. Effect of the volume fraction of zirconia suspensions on the microstructure and physical properties of products produced by additive manufacturing. *Dent Mater.* 2019 May;35(5):e97-e106. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.001. Epub 2019 Mar 2. PMID: 30833011.
 127. 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 Feb;72(2):145-53. doi: 10.3109/00016357.2013.822098. Epub 2013 Jul 18. PMID: 23865549.
 128. Jokstad A, Bayne S, Blunck U, Tyas M, Wilson N. Quality of dental restorations. FDI Commission Project 2-95. *Int Dent J.* 2001 Jun;51(3):117-58. doi: 10.1002/j.1875-595x.2001.tb00832.x. PMID: 11563679.
 129. Jue JF, Chen J, Virkar AV. Low-Temperature Aging of t'-Zirconia: The Role of Microstructure on Phase Stability. *Journal of the American Ceramic Society.* 1991; 74(8): 1811-20.
 130. Kao RT, Pasquinelli K. Thick vs. thin gingival tissue: a key determinant in tissue response to disease and restorative treatment. *J Calif Dent Assoc.* 2002 Jul;30(7):521-6. PMID: 12216915.
 131. Kappert HF, Eichner K. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 1. Grundlagen und Verarbeitung.* Georg Thieme Verlag, 2005, Vol. 1
 132. Karlsen K. Gingival reactions to dental restorations. *Acta Odontol Scand.* 1970 Dec;28(6):895-904. doi: 10.3109/00016357009028253. PMID: 5277414.
 133. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):289-98. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.005. Epub 2007 Jul 12. PMID: 17624420.
 134. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:84-96. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x. PMID: 21564119.
 135. Kern F, Palmero P. Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceramics International.* 2013; 39(1): 673-682.
 136. Kern M. Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater.* 2015 Jan;31(1):8-14. doi: 10.1016/j.dental.2014.06.007. Epub 2014 Jul 21. PMID: 25059831.
 137. Kim D, Jung HJ, Cho DH. Phase Transformations of Y2O3 and Nb2O5 Doped Tetragonal Zirconia during Low Temperature Aging in Air. *Solid State Ionics.* 1995; 80: 67–73.
 138. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res.* 2007 Feb;86(2):142-6. doi: 10.1177/154405910708600207. PMID: 17251513.
 139. Kim JW, Liu L, Zhang Y. Improving the resistance to sliding contact damage of zirconia using elastic gradients. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010 Aug;94(2):347-52. doi: 10.1002/jbm.b.31657. PMID: 20552616; PMCID: PMC2954593.

140. Kim J, Dhital S, Zhivago P, Kaizer MR, Zhang Y. Viscoelastic finite element analysis of residual stresses in porcelain-veneered zirconia dental crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018; 82: 202–209. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.03.020>
141. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*. 1981; 3: 489-93.
142. 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. *J Dent*. 2013 Dec;41(12):1164-74. doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.009. Epub 2013 Oct 14. PMID: 24135294.
143. Kois JC, Spear FM. Periodontal prosthesis: creating successful restorations. *J Am Dent Assoc*. 1992 Oct;123(10):108-15. doi: 10.14219/jada.archive.1992.0269. PMID: 1401584.
144. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomaterialia*. 2008 Sep;4(5):1440-1447. DOI: 10.1016/j.actbio.2008.04.012.
145. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *Journal of oral rehabilitation*. 2010; 37(4): 283–291. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.02053.x>
146. Koke U, Sander C, Heinecke A, Müller HP. A possible influence of gingival dimensions on attachment loss and gingival recession following placement of artificial crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003 Oct;23(5):439-45. PMID: 14620118.
147. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J*. 2011;30(3):281-5. doi: 10.4012/dmj.2010-130. Epub 2011 May 20. PMID: 21597222.
148. Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater*. 2019 May;35(5):797-806. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.017. Epub 2019 Mar 7. PMID: 30853208; PMCID: PMC6462415
149. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci*. 2010 Dec;52(4):531-9. doi: 10.2334/josnusd.52.531. PMID: 21206154.
150. Konradsson K, Claesson R, van Dijken JW. Dental biofilm, gingivitis and interleukin-1 adjacent to approximal sites of a bonded ceramic. *J Clin Periodontol*. 2007 Dec;34(12):1062-7. doi: 10.1111/j.1600-051X.2007.01146.x. Epub 2007 Oct 15. PMID: 17941884.
151. Konstantinidis I, Trikka D, Gasparatos S, Mitsias ME. Clinical Outcomes of Monolithic Zirconia Crowns with CAD/CAM Technology. A 1-Year Follow-Up Prospective Clinical Study of 65 Patients. *Int J Environ Res Public Health*. 2018 Nov 12;15(11):2523. doi: 10.3390/ijerph15112523. PMID: 30424474; PMCID: PMC6266146.3
152. Kosmač T, Kocjan A. Ageing of dental zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*. 2012; 32(11): 2613-22,ISSN 0955-2219, <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2012.02.024>.
153. Koth DL. Full crown restorations and gingival inflammation in a controlled population. *J Prosthet Dent*. 1982 Dec;48(6):681-5. doi: 10.1016/s0022-3913(82)80028-0. PMID: 6759636.
154. Lang NP. Periodontal considerations in prosthetic dentistry. *Periodontol 2000*. 1995 Oct;9:118-31. doi: 10.1111/j.1600-0757.1995.tb00060.x. PMID: 9567982.
155. Lang NP, Bartold PM. Periodontal health. *J Periodontol*. 2018 Jun;89 Suppl 1:9-16. doi: 10.1002/JPER.16-0517. PMID: 29926938.
156. Lange F. Fabrication, fracture toughness and strength of Al₂O₃-ZrO₂ composites. *J Mater Sci*. 1982; 17: 247-254.
157. Larato DC. Effect of cervical margins on gingiva. *J Calif Dent Assoc*. 1969 Spring;45:19-22. PMID: 5255879.
158. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2014 Jan-Feb;27(1):33-43. doi: 10.11607/ijp.3647. PMID: 24392475.

159. Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Schärer P. Short-term results of IPS-Empress full-porcelain crowns. *J Prosthodont*. 1997 Mar;6(1):20-30. doi: 10.1111/j.1532-849x.1997.tb00061.x. PMID: 9497765.
160. León-Martínez R, Montiel-Company JM, Bellot-Arcís C, Solá-Ruiz MF, Selva-Otaolauruchi E, Agustín-Panadero R. Periodontal Behavior Around Teeth Prepared with Finishing Line for Restoration with Fixed Prostheses. A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med*. 2020 Jan 17;9(1):249. doi: 10.3390/jcm9010249. PMID: 31963494; PMCID: PMC7019920.
161. Li JF, Watanabe R. Influence of a small amount of Al₂O₃ addition on the transformation of Y₂O₃-partially stabilized ZrO₂ during annealing. *Journal of Materials Science*. 1997; 32(5): 1149-53.
162. Li JF, Watanabe R. Phase transformation in Y₂O₃-partially-stabilized ZrO₂ polycrystals of various grain sizes during low-temperature aging in water. *Journal of the American Ceramic Society*. 1998; 81(10): 2687- 91.
163. Limones A, Molinero-Mourelle P, Azevedo L, Romeo-Rubio M, Correia A, Gómez-Polo M. Zirconia-ceramic versus metal-ceramic posterior multiunit tooth-supported fixed dental prostheses: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Am Dent Assoc*. 2020 Apr;151(4):230-238.e7. doi: 10.1016/j.adaj.2019.12.013. PMID: 32222175.
164. Lindhe, J. Textbook of clinical periodontology. 1983, WB Saunders Company.
165. Listgarten M. A. Periodontal probing: what does it mean?. *Journal of clinical periodontology*. 1980; 7(3), 165–176. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051x.1980.tb01960.x>
166. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2005 Jul;26(7):507-8, 510, 512 passim; quiz 517, 527. PMID: 16060380.
167. Loe H, Silness J. Periodontal disease in pregnancy. I. prevalence and severity. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1963 Dec;21:533-551. DOI: 10.3109/00016356309011240.
168. Loi I, Di Felice A. Biologically oriented preparation technique (BOPT): a new approach for prosthetic restoration of periodontically healthy teeth. *Eur J Esthet Dent*. 2013 Spring;8(1):10-23. PMID: 23390618.
169. Lops D, Mosca D, Casentini P, Ghisolfi M, Romeo E. Prognosis of zirconia ceramic fixed partial dentures: a 7-year prospective study. *Int J Prosthodont*. 2012 Jan-Feb;25(1):21-3. PMID: 22259791.
170. Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E. Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Jan-Feb;28(1):281-7. doi: 10.11607/jomi.2668. PMID: 23377075.
171. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2010; 26(8): 807–20. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.04.006>
172. Mahmood DJ, Linderöth EH, Von Steyern PV, Wennerberg A. Fracture strength of all-ceramic (Y-TZP) three- and four-unit fixed dental prostheses with different connector design and production history. *Swed Dent J*. 2013;37(4):179-87. PMID: 24620508.
173. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater*. 2011 May;27(5):439-44. doi: 10.1016/j.dental.2010.12.002. Epub 2011 Jan 12. PMID: 21232786.
174. Marcum JS. The effect of crown marginal depth upon gingival tissue. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1967; 17(5): 479–487. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(67\)90146-1](https://doi.org/10.1016/0022-3913(67)90146-1)
175. Mariotti A, Hefti AF. Defining periodontal health. *BMC Oral Health*. 2015; 10: No. S1. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-15-S1-S6>
176. Matta RE, Schmitt J, Wichmann M, Holst S. Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns--a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. *Quintessence Int*. 2012 Oct;43(9):801-9. PMID: 23041996

177. Maynard JG Jr, Wilson RD. Physiologic dimensions of the periodontium significant to the restorative dentist. *J Periodontol.* 1979 Apr;50(4):170-4. doi: 10.1902/jop.1979.50.4.170. PMID: 286038
178. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug 3;131(3):107-11. doi: 10.1038/sj.bdj.4802708. PMID: 5283545
179. McLean JW. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use, 1979: p. 79-82.
180. McLean JW, Wilson AD. Butt joint versus bevelled gold margin in metalceramic crowns. *J Biomed Mater Res.* 1980 May;14(3):239-50. doi: 10.1002/jbm.820140306. PMID: 6988431.
181. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001 Jan;85(1):61-6. doi: 10.1067/mps.2001.112545. Erratum in: *J Prosthet Dent* 2001 Apr;85(4):417. PMID: 11174680.
182. Miller PD Jr. A classification of marginal tissue recession. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1985;5(2):8-13. PMID: 3858267.
183. 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 Jan;28(1):44-56. doi: 10.4012/dmj.28.44. PMID: 19280967.
184. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont.* 2008 May-Jun;21(3):223-7. PMID: 18548960.
185. Monaco C, Caldari M, Scotti R; AIOP (Italian Academy of Prosthetic Dentistry) Clinical Research Group. Clinical evaluation of tooth-supported zirconia-based fixed dental prostheses: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont.* 2015 May-Jun;28(3):236-8. doi: 10.11607/ijp.4023. PMID: 25965635.
186. Morris HF. Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147. Part VIII: Plaque accumulation on metal ceramic restorations cast from noble and nickel-based alloys. A five-year report. *J Prosthet Dent.* 1989 May;61(5):543-9. doi: 10.1016/0022-3913(89)90273-4. PMID: 2664140.
187. Müller HP. The effect of artificial crown margins at the gingival margin on the periodontal conditions in a group of periodontally supervised patients treated with fixed bridges. *J Clin Periodontol.* 1986 Feb;13(2):97-102. doi: 10.1111/j.1600-051x.1986.tb01440.x. PMID: 3455951.
188. Naenni N, Bindl A, Sax C, Hämmerle C, Sailer I. A randomized controlled clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDP) with layered or pressed veneering ceramics: 3-year results. *J Dent.* 2015 Nov;43(11):1365-70. doi: 10.1016/j.jdent.2015.07.013. Epub 2015 Jul 30. PMID: 26234623
189. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):602-8. doi: 10.3109/00016357.2015.1007479. Epub 2015 Jan 30. PMID: 25635734
190. Naglieri V, Palmero P, Montanaro L, Chevalier J. Elaboration of Alumina-Zirconia Composites: Role of the Zirconia Content on the Microstructure and Mechanical Properties. *Materials (Basel).* 2013 May 16;6(5):2090-102. doi: 10.3390/ma6052090. PMID: 28809262; PMCID: PMC5452505
191. Nassary Zadeh P, Lümekemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent.* 2018 Dec;120(6):948-954. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.12.021. Epub 2018 May 25. PMID: 29807742.
192. Nevins M, Skurow HM. The intracrevicular restorative margin, the biologic width, and the maintenance of the gingival margin. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1984;4(3):30-49. PMID: 6381360.
193. Newcomb GM. The relationship between the location of subgingival crown margins and gingival inflammation. *Journal of Periodontology.* 1974; 45(3): 151-154. <https://doi.org/10.1902/jop.1974.45.3.151>

194. Nicolaisen MH, Bahrami G, Schropp L, Isidor F. Comparison of Metal-Ceramic and All-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses: A 3-Year Randomized Clinical Trial. *Int J Prosthodont*. 2016 May-Jun;29(3):259-64. doi: 10.11607/ijp.4504. PMID: 27148986.
195. Norström Saarva V, Bjerkstig G, Örtorp A, Svanborg P. A Three-Year Retrospective Study on Survival of Ceramic-Veneered Zirconia (Y-TZP) Fixed Dental Prostheses Performed in Private Practices. *Int J Dent*. 2017;2017:9618306. doi: 10.1155/2017/9618306. Epub 2017 Jun 20. PMID: 28713427; PMCID: PMC5496317.
196. Oblak C, Verdenik I, Swain MV, Kosmac T. Survival-rate analysis of surface treated dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Mater Sci Mater Med*. 2014 Oct;25(10):2255-64. doi: 10.1007/s10856-014-5217-1. Epub 2014 Apr 29. PMID: 24781534.
197. Oblak C, Kocja A, Jevnikar P, Kosmač T. The effect of mechanical fatigue and accelerated ageing on fracture resistance of glazed monolithic zirconia dental bridges. *Journal of the European Ceramic Society*. 2017. 10.1016/j.jeurceramsoc.2017.04.048.
198. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2001 Nov-Dec;14(6):504-9. PMID: 12066695
199. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2006 Nov;33(11):827-832. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2006.01637.x.
200. Orkin DA, Reddy J, Bradshaw D. The relationship of the position of crown margins to gingival health. *J Prosthet Dent*. 1987 Apr;57(4):421-4. doi: 10.1016/0022-3913(87)90006-0. PMID: 3553564.
201. Örtorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent*. 2009 Sep;37(9):731-6. doi: 10.1016/j.jdent.2009.06.002. Epub 2009 Jun 11. PMID: 19564070.
202. Örtorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. *J Dent*. 2012 Jun;40(6):527-30. doi: 10.1016/j.jdent.2012.02.011. Epub 2012 Feb 28. PMID: 22387979.
203. Padbury A Jr, Eber R, Wang HL. Interactions between the gingiva and the margin of restorations. *J Clin Periodontol*. 2003 May;30(5):379-85. doi: 10.1034/j.1600-051x.2003.01277.x. PMID: 12716328.
204. Paniz G, Nart J, Gobbato L, Chierico A, Lops D, Michalakis K. Periodontal response to two different subgingival restorative margin designs: a 12-month randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2016 Jul;20(6):1243-52. doi: 10.1007/s00784-015-1616-z. Epub 2015 Oct 8. PMID: 26445857.
205. Paniz G, Nart J, Gobbato L, Mazzocco F, Stellini E, De Simone G, Bressan E. Clinical Periodontal Response to Anterior All-Ceramic Crowns with Either Chamfer or Feather-edge Subgingival Tooth Preparations: Six-Month Results and Patient Perception. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2017 Jan/Feb;37(1):61-68. doi: 10.11607/prd.2765. PMID: 27977819.
206. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2018 Apr;119(4):545-551. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.07.001. Epub 2017 Sep 28. PMID: 28967399.
207. Papaspyridakos P, Lal K. Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Jun;24(6):659-65. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02447.x. Epub 2012 Mar 13. PMID: 22413889.
208. Payyapilly J, Butt D. Kinetics of hydrothermally induced transformation of yttria partially stabilized zirconia. *Journal of Nuclear Materials*. 2007; 360(2): 92-8.
209. a.Peláez J, Cogolludo PG, Serrano B, Lozano JF, Suárez MJ. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: three-year clinical results. *J Prosthet Dent*. 2012 Jun;107(6):373-9. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60094-8. PMID: 22633593.8

210. b.Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Serrano JF, Suarez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont.* 2012 Sep-Oct;25(5):451-8. PMID: 22930766.
211. Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Sep;85:57-65. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.05.029. Epub 2018 May 23. PMID: 29857261.
212. Perel ML. Periodontal considerations of crown contours. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1971; 26(6): 627–630. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(71\)90087-4](https://doi.org/10.1016/0022-3913(71)90087-4)
213. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999 Jan;20(1):1-25. doi: 10.1016/s0142-9612(98)00010-6. PMID: 9916767.
214. Pihlaja J. Treatment outcome of zirconia single crowns and fixed dental prostheses. 2016
215. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun;18 Suppl 3:73-85. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01467.x. Erratum in: *Clin Oral Implants Res.* 2008 Mar;19(3):326-8. PMID: 17594372.
216. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015 Jun;31(6):624-39. doi: 10.1016/j.dental.2015.02.013. Epub 2015 Apr 30. Erratum in: *Dent Mater.* 2017 Jan;33(1):e48-e51. PMID: 25935732.
217. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials*, Mosby, St.Louis. 2006 MO, USA.
218. a. Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012 Jun;10:13-22. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.03.002. Epub 2012 Mar 14. PMID: 22520415.
219. b. Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent.* 2012 Nov;40(11):921-8. doi: 10.1016/j.jdent.2012.07.010. Epub 2012 Jul 24. PMID: 22835417.
220. Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int.* 1992 Jan;23(1):25-31. PMID: 1631267.
221. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass–ceramic restorative material. *Journal of oral rehabilitation.* 1997; 24(9): 636-645.
222. Putra A, Chung KH, Flinn BD, Kuykendall T, Zheng C, Harada K, Raigrodski AJ. Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *J Prosthet Dent.* 2017 Sep;118(3):422-429. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.10.024. Epub 2017 Feb 21. PMID: 28238306.
223. Quinn GD, Quinn J, Scherrer S. Fractographic analysis of all ceramic restorations. *Acad Dent Mater.* 2006; 20: 87-102.
224. Quinn JB, Quinn GD, Sundar V. Fracture Toughness of Veneering Ceramics for Fused to Metal (PFM) and Zirconia Dental Restorative Materials. *Journal of research of the National Institute of Standards and Technology.* 2010; 115(5): 343–352. <https://doi.org/10.6028/jres.115.024>
225. Rabel K, Lamott U, Polydorou O, Flügge T, Spies BC. Prosthodontic Rehabilitation with Fixed Monolithic Translucent Zirconia Restorations: A Case History Report. *Int J Prosthodont.* 2019 Nov/Dec;32(6):544-548. doi: 10.11607/jip.6194. PMID: 31664273.
226. 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 Oct;96(4):237-44. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.08.010. PMID: 17052467.

227. a. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012 Mar;107(3):170-7. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60051-1. PMID: 22385693.
228. b. Raigrodski AJ, Yu A, Chiche GJ, Hochstedler JL, Mancl LA, Mohamed SE. Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2012;108 (4), 214–22. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60165-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60165-6).
229. Randall RC, Wilson NH. Clinical testing of restorative materials: some historical landmarks. *J Dent.* 1999 Nov;27(8):543-50. doi: 10.1016/s0300-5712(99)00028-7. PMID: 10528971
230. Reeves WG. Restorative margin placement and periodontal health. *J Prosthet Dent.* 1991 Dec;66(6):733-6. doi: 10.1016/0022-3913(91)90405-l. PMID: 1805020.
231. Reitemeier B, Hänsel K, Walter MH, Kastner C, Toutenburg H. Effect of posterior crown margin placement on gingival health. *J Prosthet Dent.* 2002 Feb;87(2):167-72. doi: 10.1067/mps.2002.121585. PMID: 11854673.
232. Richter WA, Ueno H. Relationship of crown margin placement to gingival inflammation. *J Prosthet Dent.* 1973 Aug;30(2):156-61. doi: 10.1016/0022-3913(73)90050-4. PMID: 4577892.
233. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1995 Jul-Aug;8(4):303-10. PMID: 7575971.
234. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2013 Mar-Apr;26(2):164-71. doi: 10.11607/ijp.3229. PMID: 23476912.
235. Rinke S, Kramer K, Bürgers R, Roediger M. A practice-based clinical evaluation of the survival and success of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 5-year results. *J Oral Rehabil.* 2016 Feb;43(2):136-44. doi: 10.1111/joor.12348. Epub 2015 Sep 22. PMID: 26393865.
236. Rodrigues CDS, Aurélio IL, Kaizer MDR, Zhang Y, May LG. Do thermal treatments affect the mechanical behavior of porcelain-veneered zirconia? A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater.* 2019 May;35(5):807-817. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.016. Epub 2019 Mar 4. PMID: 30846374; PMCID: PMC6619427.
237. Rodrigues SB, Franken P, Celeste RK, Leitune VCB, Collares FM. CAD/CAM or conventional ceramic materials restorations longevity: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res.* 2019 Oct;63(4):389-395. doi: 10.1016/j.jpor.2018.11.006. Epub 2019 Jul 11. PMID: 31303569.
238. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2010 Mar-Apr;23(2):141-8. PMID: 20305852.
239. Rosella D, Rosella G, Brauner E, Papi P, Piccoli L, Pompa G. A tooth preparation technique in fixed prosthodontics for students and neophyte dentists. *Ann Stomatol (Roma).* 2016 Feb 12;6(3-4):104-9. doi: 10.11138/ads/2015.6.3.104. PMID: 26941898; PMCID: PMC4755680.
240. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*, Mosby Elsevier, 2006, 4th Edition. St. Louis, 209-257, 544-546.
241. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Marginal integrity of CAD/CAM fixed partial dentures. *Eur J Dent.* 2007 Jan;1(1):25-30. PMID: 19212494; PMCID: PMC2612943.
242. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent.* 2009 Dec;37(12):978-83. doi: 10.1016/j.jdent.2009.08.003. Epub 2009 Aug 18. PMID: 19695301.
243. Rosentritt M, Kolbeck C, Handel G, Schneider-Feyrer S, Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Invest.* 2011;15:1007–1012.

244. Ross IM, Rainforth W, McComb D, Scott A, Brydson R. The role of trace additions of alumina to yttria-tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP). *Scripta Materialia*. 2001; 45(6): 653-60
245. Roy ME, Whiteside LA, Katerberg BJ, Steiger JA. Phase transformation, roughness, and microhardness of artificially aged yttria-and magnesia-stabilized zirconia femoral heads. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials*. 2007; 83(4): 1096-102.
246. Rufenacht CR, Berger RP. *Fundamentals of Esthetics*. 1990, Quintessence Publishing Company, Chicago.
247. a. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Jun;18 Suppl 3:86-96. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01468.x. Erratum in: *Clin Oral Implants Res*. 2008 Mar;19(3):326-8. PMID: 17594373.
248. b. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007 Jul-Aug;20(4):383-8. PMID: 17695869.
249. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*. 2009 Nov-Dec;22(6):553-60. PMID: 19918588
250. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015 Jun;31(6):603-23. doi: 10.1016/j.dental.2015.02.011. Epub 2015 Apr 2. Erratum in: *Dent Mater*. 2016 Dec;32(12):e389-e390. PMID: 25842099.
251. Sailer I, Balmer M, Hüsler J, Hämmerle CHF, Känel S, Thoma DS. Comparison of Fixed Dental Prostheses with Zirconia and Metal Frameworks: Five-Year Results of a Randomized Controlled Clinical Trial. *Int J Prosthodont*. 2017 September/October;30(5):426–428. doi: 10.11607/ijp.5183. Epub 2017 Jul 27. PMID: 28750109
252. Sailer I, Balmer M, Hüsler J, Hämmerle CHF, Känel S, Thoma DS. 10-year randomized trial (RCT) of zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent*. 2018 Sep;76:32-39. doi: 10.1016/j.jdent.2018.05.015. Epub 2018 May 25. PMID: 29807060.
253. Salido MP, Martinez-Rus F, del Rio F, Pradies G, Ozcan M, Suarez MJ. Prospective clinical study of zirconia-based posterior four-unit fixed dental prostheses: four-year follow-up. *Int J Prosthodont*. 2012 Jul-Aug;25(4):403-9. PMID: 22720293.
254. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing under controlled humidity conditions. *Journal of the American Ceramic Society*.1985; 68(12): C-320-C-322.
255. Sato T, Shimada M. Control of the tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. *Journal of Materials Science*. 1985; 20(11): 3988- 92.
256. Sax C, Hämmerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent*. 2011;14(3):183-202. English, German. PMID: 22141229.
257. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1988 May;59(5):534-542. DOI: 10.1016/0022-3913(88)90065-0.
258. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont*. 1993 Sep-Oct;6(5):462-7. PMID: 8297457.
259. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*. 2008 Aug;24(8):1107-13. doi: 10.1016/j.dental.2008.01.002. Epub 2008 Mar 7. PMID: 18314187; PMCID: PMC2504694.

260. Schmitt J, Goellner M, Lohbauer U, Wichmann M, Reich S. Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont*. 2012 Nov-Dec;25(6):585-9. PMID: 23101038.
261. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil*. 2009 Aug;36(8):610-5. doi: 10.1111/j.1365-2842.2009.01969.x. Epub 2009 Jun 2. PMID: 19496928.
262. Schubert H, Frey F. Stability of Y-TZP during hydrothermal treatment: neutron experiments and stability considerations. *Journal of The European Ceramic Society*. 2005; 25: 1597-602.
263. Selz CF, Bogler J, Vach K, Strub JR, Guess PC. Veneered anatomically designed zirconia FDPs resulting from digital intraoral scans: Preliminary results of a prospective clinical study. *J Dent*. 2015 Dec;43(12):1428-35. doi: 10.1016/j.jdent.2015.10.017. Epub 2015 Oct 30. PMID: 26523348.
264. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2018 Jan;119(1):36-46. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.07.009. Epub 2017 Sep 18. PMID: 28927925.
265. Shillingburg HT, Jacobi R, Brackett SC. *Fundamentals of Tooth Preparations for Cast Metal and Porcelain Restorations* Quintessence Publ Co, 1991, 45- 54, Chicago.
266. Shillingburg, Herbert T., et al. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Vol. 194. Quintessence Publishing Company, 1997.
267. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent*. 2009 Feb;101(2):119-27. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60006-8. PMID: 19167536.
268. Silness J, Loe H. Periodontal disease in pregnancy. II. correlation between oral hygiene and periodontal condition. *Acta Odontol Scand*. 1964 Feb;22:121-35. doi: 10.3109/00016356408993968. PMID: 14158464.
269. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 3. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J Periodontal Res*. 1970;5(3):225-9. doi: 10.1111/j.1600-0765.1970.tb00721.x. PMID: 4254186.
270. Silness J, Hegdahl T. Area of the exposed zinc phosphate cement surfaces in fixed restorations. *Scandinavian journal of dental research*. 1970; 78(2): 163–177. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1970.tb02065.x>
271. Silness J. Fixed prosthodontics and periodontal health. *Dent Clin North Am*. 1980 Apr;24(2):317-29. PMID: 6988243.
272. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of Zirconia for Dental Healthcare. *Materials (Basel)*. 2010 Feb 1;3(2):863–96. doi: 10.3390/ma3020863. PMCID: PMC5513513.
273. Sjögren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent*. 1999 Mar;81(3):277-84. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70269-6. PMID: 10050114.
274. Solá-Ruiz MF, Agustin-Panadero R, Fons-Font A, Labaig-Rueda C. A prospective evaluation of zirconia anterior partial fixed dental prostheses: Clinical results after seven years. *J Prosthet Dent*. 2015 Jun;113(6):578-84. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.12.015. Epub 2015 Mar 18. PMID: 25794906.
275. Song TJ, Kwon TK, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yeo IS. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont*. 2013 Aug;5(3):219-25. doi: 10.4047/jap.2013.5.3.219. Epub 2013 Aug 31. PMID: 24049561; PMCID: PMC3774934.
276. Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc*. 1998 Feb;26(2):130-6. PMID: 9709648.

277. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J*. 2014;33(1):79-85. doi: 10.4012/dmj.2013-243. PMID: 24492116.5.
278. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig*. 2013 Jan;17(1):269-74. doi: 10.1007/s00784-012-0692-6. Epub 2012 Feb 23. PMID: 22358379.
279. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J*. 2014;33(5):591-8. doi: 10.4012/dmj.2014-056. Epub 2014 Jul 5. PMID: 24998170.
280. 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 Jun;59:128-138. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.040. Epub 2015 Dec 23. PMID: 26751707.
281. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümekemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*. 2017;48(5):369-380. doi: 10.3290/j.qi.a38057. PMID: 28396886.
282. Stern N, Grajower R. Tooth preparation for full coverage-basic principles and rationalized clinical procedures. *J Oral Rehabil*. 1975 Oct;2(4):325-40. doi: 10.1111/j.1365-2842.1975.tb01533.x. PMID: 23150910.
283. Suarez MJ, Perez C, Pelaez J, Lopez-Suarez C, Gonzalo E. A Randomized Clinical Trial Comparing Zirconia and Metal-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Partial Dentures: A 5-Year Follow-Up. *J Prosthodont*. 2019 Aug;28(7):750-756. doi: 10.1111/jopr.12952. Epub 2018 Jul 24. PMID: 30039897.
284. Subbarao EC. Zirconia-an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW. Eds: *Advances in Ceramics*. The American Ceramic Society, Inc. 1981, Westerville, p: 1-24.
285. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*. 1997 Sep-Oct;10(5):478-84. PMID: 9495168.
286. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Jul;35:93-101. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.03.014. Epub 2014 Apr 2. PMID: 24762856.
287. Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008; 24(5): 611–7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.021>.
288. Suzuki J, Misch C. Periodontal and maintenance complications. *Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology*. 2018;01: 771-826. doi: 10.1016/B978-0-323-37580-1.00018-4.
289. Swab J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science*. 1991; 26(24): 6706-14.
290. Swain M. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterials*. 2009;5:1668-77.
291. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res*. 2012 Aug;91(8):800-4. doi: 10.1177/0022034512452277. Epub 2012 Jun 26. PMID: 22736446.
292. Takuma Y, Nomoto S, Sato T, Sugihara N. Effect of framework design on fracture resistance in zirconia 4-unit all-ceramic fixed partial dentures. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 2013 ;54(3):149-156. DOI: 10.2209/tdcpublish.54.149.
293. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, Dawson D. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and

- configurations. *J Prosthet Dent*. 2005 Apr;93(4):331-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.01.013. PMID: 15798683.
294. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, Kokubo T, Nakamura T. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(3):262-70. doi: 10.1002/jbm.10182. PMID: 12115757.
 295. Tanner J, Niemi H, Ojala E, Tolvanen M, Närhi T, Hjerppe J. Zirconia single crowns and multiple-unit FDPs—An up to 8-year retrospective clinical study. *Journal of dentistry*. 2018; 79: 96-101.
 296. Taskonak B, Borges GA, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ, Moore BK, Yan J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent Mater*. 2008 Sep;24(9):1149-55. doi: 10.1016/j.dental.2008.01.004. Epub 2008 Mar 10. PMID: 18329705.
 297. Teichmann M, Wienert AL, Rückbeil M, Weber V, Wolfart S, Edelhoff D. Ten-year survival and chipping rates and clinical quality grading of zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*. 2018 Nov;22(8):2905-2915. doi: 10.1007/s00784-018-2378-1. Epub 2018 Mar 8. PMID: 29520468.
 298. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):71-82. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.022. Epub 2010 Nov 20. PMID: 21094526; PMCID: PMC3046396.
 299. Torabi K, Vojdani M, Giti R, Taghva M, Pardis S. The effect of various veneering techniques on the marginal fit of zirconia copings. *J Adv Prosthodont*. 2015 Jun;7(3):233-9. doi: 10.4047/jap.2015.7.3.233. Epub 2015 Jun 23. PMID: 26140175; PMCID: PMC4486619.
 300. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. Thieme, 1999, Martin Dunitz, London, UK.
 301. Tsubakino H, Nozato R, Hamamoto M. Effect of alumina addition on the tetragonal-to-monoclinic phase transformation in zirconia–3 mol% yttria. *Journal of the American Ceramic Society*. 1991; 74(2): 440-3.
 302. Ueda K, Güth JF, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dent Mater J*. 2015;34(3):310-4. doi: 10.4012/dmj.2014-238. Epub 2015 Apr 23. PMID: 25904173.
 303. Vacek JS, Gher ME, Assad DA, Richardson AC, Giambarrresi LI. The dimensions of the human dentogingival junction. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1994 Apr;14(2):154-65. PMID: 7928131.
 304. 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 Summer;4(2):130-51. PMID: 19655651.
 305. Valderhaug J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil*. 1976 Jul;3(3):237-43. doi: 10.1111/j.1365-2842.1976.tb00949.x. PMID: 1068236.
 306. Valderhaug J, Ellingsen JE, Jokstad A. Oral hygiene, periodontal conditions and carious lesions in patients treated with dental bridges. A 15-year clinical and radiographic follow-up study. *J Clin Periodontol*. 1993 Aug;20(7):482-9. doi: 10.1111/j.1600-051x.1993.tb00395.x. PMID: 8354722.
 307. Van Noort R. *Introduction to dental materials*, Inc. 2002, 2nd Edition, London Mosby, p: 231–46.
 308. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book*. Inc. 2014, Elsevier Health Sciences.
 309. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont*. 2008 Dec;17(8):621-6. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00366.x. Epub 2008 Sep 16. PMID: 18798783.

310. Vigolo P, Motterle M. An in vitro evaluation of zirconia surface roughness caused by different scaling methods. *J Prosthet Dent*. 2010 May;103(5):283-7. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60059-5. PMID: 20416411.
311. Volpato C, Garbelotto LGD, Fredel M, Bondioli F. Application of zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. *Advances in ceramics-electric and magnetic ceramics, bioceramics, ceramics and environment*. 2011: p. 25.
312. Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. *Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems*. *Swed Dent J Suppl*. 2005;(173):1-69. PMID: 16001730.
313. Waerhaug J, Philos D. Periodontology and partial prosthesis. *International Dental Journal*. 1968 Mar;18(1):101-107.
314. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater*. 2008 May;24(5):633-8. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.030. Epub 2007 Sep 4. PMID: 17765301.
315. Weisgold AS. Contours of the full crown restoration. *The Alpha Omegan*. 1977; 70(3): 77–89.
316. Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci*. 2018 Apr;34(4):238-242. doi: 10.1016/j.kjms.2018.01.012. Epub 2018 Feb 9. PMID: 29655413.
317. Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009 Jun;25(6):781-90. doi: 10.1016/j.dental.2009.01.002. Epub 2009 Feb 1. PMID: 19187955; PMCID: PMC2729131.
318. Zhang Y, Sun MJ, Zhang D. Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomater*. 2012 Mar;8(3):1101-8. doi: 10.1016/j.actbio.2011.11.033. Epub 2011 Dec 6. PMID: 22178651; PMCID: PMC3272119.
319. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*. 2014 Oct;30(10):1195-203. doi: 10.1016/j.dental.2014.08.375. Epub 2014 Sep 2. PMID: 25193781; PMCID: PMC4167579.
320. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):797-819. doi: 10.1016/j.cden.2017.06.005. PMID: 28886769; PMCID: PMC5657342.
321. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018 Feb;97(2):140-147. doi: 10.1177/0022034517737483. Epub 2017 Oct 16. PMID: 29035694; PMCID: PMC5784474.