

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**İMLANT DESTEK PREPARASYON TASARIMI VE YAPIŞTIRMA**  
**SİMANLARININ FARKLI RESTORASYON ALT YAPILARINDA ADEZYONA**  
**ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Zeynep UZGUR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Yrd. Doç. Dr. Nihal ÖZCAN**

**Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI**

**2014 – KIRIKKALE**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**İMLANT DESTEK PREPARASYON TASARIMI VE YAPIŞTIRMA**  
**SİMANLARININ FARKLI RESTORASYON ALTYAPILARINDA**  
**ADEZYONA ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Zeynep UZGUR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Yrd. Doç. Dr. Nihal ÖZCAN**

**Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI**

**2014 – KIRIKKALE**

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: ...../...../ 2014

İmza

Prof. Dr. ....

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Yrd.Doç. Dr. ....

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman

İmza

Prof. Dr. ....

Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Prof. Dr. ....

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Prof. Dr. ....

Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
İçindekiler	III
Önsöz	VI
Simgeler ve Kısaltmalar	VII
Şekiller	VIII
Çizelgeler	IX
ÖZET	10
SUMMARY	11
1 GİRİŞ.....	13
1.1 Oral İmplantoloji.....	17
1.1.1 Oral İmplantolojinin Tarihsel Gelişimi.....	17
1.1.2 İmplantın Yapısal Unsurları.....	18
1.1.3 İmplantüstü Protetik Seçenekler.....	21
1.1.4 İmplant Destekli Protezlerin Avantajları.....	24
1.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşım Kavramları.....	24
1.2.1 Dental Alaşımların Sınıflandırılması.....	25
1.2.2 Baz Metal Alaşımlar.....	26
1.2.3 İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller.....	27
1.3 CAD-CAM Sistemleri.....	33
1.3.1 CAD-CAM Sistemlerinin Gelişimi.....	34
1.3.2 CAD-CAM Sistemlerinin Yapısı.....	35
1.3.3 CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları.....	37
1.3.4 CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Malzemeler.....	38
1.3.5 Günümüzde Yaygın Olarak Kullanılan Bazı Ticari CAD-CAM Sistemleri.....	39
1.4 İmplantüstü Sabit Protezlerde Retansiyon.....	41
1.5 Simanlar.....	43
1.5.1 Rezin İçeren Simanlar.....	43
1.5.2 Çalışmamızda Kullanılan Simanlar.....	48

1.6 Amaç.....	51
1.7 Hipotez.....	51
2 GEREÇ VE YÖNTEM.....	52
2.1 Dayanakların Hazırlanması.....	52
2.2 Alt Yapıların Tasarlanıp Elde Edilmesi.....	53
2.3 Alt Yapıların Dayanıklara Simante Edilmesi.....	57
2.3.1 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanla Alt Yapıların Simante Edilmesi..	58
2.3.2 Kompozit Rezin Yapıştırma Simanı ile Alt Yapıların Simante Edilmesi...	58
2.3.3 Kendinden Adeziv Rezin Simanla Alt Yapıların Simante Edilmesi .....	59
2.3.4 Çekme Testinin Uygulanması.....	60
3 BULGULAR.....	62
4 TARTIŞMA VE SONUÇ .....	71
5 KAYNAKLAR .....	84
6 ÖZGEÇMİŞ .....	111

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince her konuda desteğini esirgemeyen ve sadece bilimsel konularda değil hayatta karşılaştığım tüm zorluklar da bana yol gösteren değerli danışmanım Yrd. Doç. Dr. Nihal ÖZCAN'a,

Tez çalışmam süresince değerli vaktini ve emeğini esirgemeyen kıymetli hocam Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI'ya,

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle her zaman bana destek olan değerli hocam Saadet ATSÜ'ye

Eğitimime katkıda bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve asistan arkadaşlarıma,

Doktora çalışmam boyunca bütün zorlukları benimle paylaşan sevgili eşime,

Tez çalışmam boyunca beni hiç yormayan canım kızıma,

Katkılarından dolayı sonsuz teşekkür ederim...

## **SİMGELER VE KISALTMALAR**

mm: Milimetre

$\mu\text{m}$ : Mikrometre

CAD-CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım Bilgisayar Destekli Üretim

SP-1: Sabit protezler 1

SP-2: Sabit protezler 2

SP-3: Sabit protezler 3

HP-4: Hareketli protezler 4

HP-5: Hareketli protezler 5

ADA: Amerika Dişhekimleri Birliği

Y-TZP: Yttriyum İle Kısmen Stabilize Edilmiş Polikristalin Zirkonya

RMCIS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

$\text{Al}_2\text{O}_3$ : Aluminyum Oksit

## ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Dayanakların Prepare Edilmiş Şekli .....	53
Şekil 2.2. Laboratuvar Tarayıcısı.....	54
Şekil 2.3. Alt Yapıların Tasarımı ve Üretim Aşamasına Geçilmesi.....	54
Şekil 2.4. Alt Yapıların Tasarlanmış Şekli.....	55
Şekil 2.5. CAD-CAM Cihazında metal alt yapı üretiminde kullanılan mum blok .	56
Şekil 2.6. Elde Edilen Alt Yapılar .....	56
Şekil 2.7. Alt Yapıların Simante Edilmiş Hali .....	57
Şekil 2.8. Çekme Testinin Uygulandığı Cihaz .....	60
Şekil 2.9. Zirkonya Alt Yapılara Çekme Testinin Uygulanması.....	61
Şekil 2.10. Alt Yapıların Çekme Testi Sonrası Görüntüsü .....	61



## GRAFİKLER

Grafik 3.1 Metal alt yapı gruplarında simanların retansiyon değerlerinin grafiksel görünümü .....	66
Grafik 3.2 Zirkonya alt yapı gruplarında simanların retansiyon değerlerinin grafiksel görünümü .....	67
Grafik 3.3 Metal alt yapı gruplarında preparasyon şekline göre retansiyon değerlerinin grafiksel görünümü .....	68
Grafik 3.4 Zirkonya alt yapı gruplarında preparasyon şekline göre retansiyon değerlerinin grafiksel görünümü .....	69

## **TABLULAR**

Tablo 3.1 Tüm gruplara ait elde edilen test değerleri .....	63
Tablo 3.2 Tüm gruplara ait ortalama ve standart sapma değerleri .....	64
Tablo 3.3 Metal alt yapı gruplarında preparasyon şekilleri arasında yapılan istatistiki değerlendirmeler .....	66
Tablo 3.4 Zirkonya alt yapı gruplarında preparasyon şekilleri arasında yapılan istatistiki değerlendirmeler .....	67
Tablo 3.5 Metal alt yapı gruplarında simanlar arasında yapılan istatistiki değerlendirmeler .....	68
Tablo 3.6 Metal alt yapı gruplarında simanlar arasında yapılan istatistiki değerlendirmeler .....	69

## ÖZET

Sabit protetik restorasyonlar diş kayıplarında, ciddi hasar görmüş dişlerin tedavisinde ve estetik amaçlarla sıkça kullanılan bir restorasyon şeklidir. Dental implantların kullanımı diş hekimlerinin ve hastaların implant tedavisinin biyolojik ve fonksiyonel avantajları konusunda bilinçlenmesiyle hergün daha da yaygınlaşmaktadır.

Siman tutuculu protezlerin başarısında yeterli retansiyon ve direnç göstermeleri önemli bir faktördür. Siman tutuculu restorasyonlarda dayanak preparasyonu gerektiğinde preparasyon tasarımı, duvarların yüksekliği ve yüzeylerin pürüzlülüğü retansiyonu etkiler. Bu durumda siman seçimi sabit protetik restorasyonun başarısı açısından önemlidir.

Bu çalışmada implant destek preparasyon tasarımı ve yapıştırma simanlarının farklı restorasyon altyapılarında retansiyona etkisinin in vitro olarak incelenmesi ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda implant dayanakları ve implant analogları kullanılmıştır. Bu dayanaklar üzerinde farklı preparasyonlar yapılmıştır. Preparasyon yapılan dayanaklar üzerine metal ve zirkonya alt yapı üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretilen alt yapılar dayanaklara farklı simanlarla simante edilmiştir. Simantasyon işlemi tamamlanan örnekler çekme testine tabi tutulmuştur.

Tüm örneklerde retansiyon açısından metal alt yapılar zirkonya alt yapılardan daha başarılı bulunmuştur. Preparasyon şekli zirkonya alt yapılarda retansiyonu etkilerken, metal alt yapılarda retansiyon açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmamızda kullanılan simanlardan kompozit rezin siman tüm örneklerde retansiyon açısından en başarılı siman bulunmuştur.

**Anahtar Sözcükler:** İmplant dayanağı, preparasyon, retansiyon, simantasyon, zirkonya kron

## SUMMARY

Fixed partial dentures are commonly used to restore missing tooth, severely damaged teeth and aesthetic. The use of dental implants in everyday practice is rapidly increasing, as patients and dentist become more aware of biological and functional benefits of this treatment, compared to traditional fixed partial dentures of removable prosthetic appliance.

The success of cement-retained designs depends largely on adequate retention and resistance. There are many factors affects that can influence amount of retention such as preparation design, axial wall height and surface roughness when abutment preparation is needed. In this case Cement selection is an important factor for restoration success

The aim of this study was to investigate the effect of 4 implant abutment designs by varying the number and position of the axial walls and 3 different cements on the retention of cement-retained crowns for two different frameworks

Four prefabricated abutments were attached to an implant analog. The first abutment was left intact without modification. Axial walls were partially removed from the remaining abutments to produce abutments with 2 adjacent walls, 2 opposing walls, and 1 wall. Metal and zirconia framework were made for each group. The screw access channel for abutments was completely filled with composite resin. Crowns were cemented with resin modified glass ionomer cement, self-etch resin cement and self-adhesive resin cement. Tensile force was applied to separate the frameworks. Peak load to dislodgment was recorded.

The abutment with 2 opposing axial walls had significantly higher retention than that of all other groups for zirconia framework. Self-etch resin cement showed higher adhesion than other cements for zirconia frameworks. Such a classification is impossible for metal frameworks. But resin modified glass ionomer cement had significantly lower retention than that of all other groups for both zirconia and metal frameworks. Furthermore metal frameworks showed higher success rate than zirconia frameworks.

The retention of cemented crowns on implant abutments is influenced by the number and position of axial walls, different framework materials and different cements.

**Key Words:** Implant abutment, preparation, retention, cementation, zirconia crown

## 1 GİRİŞ

Osseointegrasyon kavramı ilk kez Branemark tarafından tanımlanmış ve diş hekimliğinde oral implantoloji alanında bir dönüm noktası olmuştur. Son yıllarda osseointegrasyon kavramının gelişmesiyle, diş hekimlerinin kaybolan dişlerin rehabilitasyonundaki seçenekleri ciddi anlamda artmıştır (Taylor ve ark. 2000).

Son yıllarda ağız sağlığında yaşanan gelişmelerle birlikte Kuzey Amerika ve bir dizi Avrupa ülkesinde total dişsizlik oranında düşüş yaşanmıştır. Örneğin İngiltere’de bu rakam 1968’de %79 iken 1988’de %57’ye gerilemiştir (MacEntee ve Walton 1998, Muller ve ark. 2007).

Sabit protez gibi protetik restorasyonlar diş kayıplarında, ciddi hasar görmüş dişlerin tedavisinde ve estetik amaçlarla sıklıkla kullanılırlar (Zitzmann ve ark. 2007a). Son 50 yıl içerisinde osseointegrasyon kavramının yaygınlaşmasıyla implant uygulamaları kaybolan dişlerin tedavisinde birçok avantaja sahip bir tedavi seçeneği olmuştur (Taylor ve ark. 2000).

Hasta ve hekimlerin implant tedavisinin geleneksel tedavilere göre biyolojik ve fonksiyonel avantajları konusunda daha çok bilinçlenmesiyle diş hekimliği pratiğinde implant tedavisi her geçen gün daha fazla yaygınlaşmaktadır (Jokstad ve ark. 2003).

İmplant destekli protezler geleneksel protezlere göre birçok avantaj sağlar. Tam dişsiz hastalarda implant destekli hareketli protezler geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında çiğneme etkinliğini artırırken, kemik rezorbsiyonunu ve protez hareketlerini azaltır ve aynı zamanda yaşam kalitesini de artırır (Allen ve McMillan 2002, Kordatzis ve ark. 2003).

İmplant destekli protezlerin kullanımının artmasıyla maksimum klinik başarıya ulaşmak için implant ve dayanak tasarımlarıyla ilgili sorular da artmaya başlamıştır (Shadid ve Sadaqa 2012). Bu artan sorulardan bir tanesi de restorasyon ve implant dayanağı arasındaki ideal bağlantı şeklinin nasıl olması gerektiğidir. İmplant destekli

sabit protezler vida tutuculu, simante edilen restorasyonlar veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde olabilirler. Vida tutuculu protezler geçmişte hareketli protezleri sabit protezlere dönüştürmede hibrit protezler olarak başarılı uygulamalara sahiptir (Adell 1983, Branemark ve ark. 1995).

Aslında parsiyel dişsizliğin implant destekli protezlerle rehabilitasyonun artmasıyla oluşan yeni tedavi protokolünde siman tutuculu protezler yer almaktadır (Preiskel ve Tsolka 1998, Singer ve Serfaty 1996). Siman tutuculu protezlerin estetik ve teknik kolaylık gibi avantajları mevcuttur (Guichet ve ark. 2000). Siman tutuculu protezlerin bir diğer avantajı ise restorasyonun pasif uyum ile yerleştirilmesini daha kolay kontrol edilebilmesidir (Chee ve ark. 1999, Jones ve Kaiser 1998).

Siman tutuculu protezlerde vidanın olmaması vidalama sırasında oluşacak gerilimi elimine eder. Bu gibi avantajlarından dolayı siman tutuculu protezler son zamanlarda daha popüler hale gelmiştir (Taylor ve ark. 2000).

Retansiyon; bir protezin giriş yolunun aksi yönünde, onu dokulardan uzaklaştırmaya çalışan kuvvetlere karşı direnç göstermesi demektir. Rezistans ise bir protezin giriş yolundan farklı bir uzun eksen boyunca yerinden ayrılmasına karşı direnç göstermesidir (The Glossary of Prosthodontic Terms 2005). Siman tutuculu protezlerin başarısı yeterli retansiyon ve rezistans göstermelerine bağlıdır (Breeding ve ark. 1992).

İmplant dayanaklarında ve doğal dişlerde retansiyon miktarını etkileyen bir çok faktör bulunmaktadır (Kent ve ark. 1996). Preparasyon açısı, dayanak çapı ,yüksekliği ve simanın tipi gibi birçok faktör doğal dayanak dişlerde retansiyonu etkilediği gibi implant destekli protezlerde de retansiyonu etkiler. Hastalarda interoklüzal mesafenin yetersiz olması sonucu daha kısa dayanaklar kullanılması retansiyonu olumsuz etkileyerek sabit protezlerde başarısızlıklara neden olabilir (Walton ve ark. 1986).

Retansiyonu artırmak için yüzey alanının artırılması, oklüzogingival yönde preparasyon yüksekliğinin artırılması, karşıt duvarların paralellığının sağlanması, preparasyon açısının kontrolü (Bernal ve ark. 2003, Clayton ve ark. 1997) ve aksiyal

duvarlara oluk açılması gibi teknikler uygulanabilir (Edelhoff ve Ozcan 2007, Zidan ve Ferguson 2003).

Doğal dişler ve implant dayanakları arasında retansiyon açısından benzerlikler olsa da bazı belirgin farklılıklar da bulunmaktadır. Doğal dişlerin aksine implant dayanakları ağız dışında üretilirler ve restorasyonlarda tutuculuğu artırmak için implant dayanaklarında daha paralel duvarlar elde etmek mümkün olmaktadır. İmplant dayanaklarının total yüzey alanı, preparasyon açısı, duvar yüksekliği, platform genişliği, dayanak vida boşluğunun doldurulma yöntemi ve dayanağın basamak şekli gibi karakteristik özellikleri retansiyon açısından önemlidir (Bernal ve ark. 2003, Carter ve ark. 1997, Emms ve ark. 2007).

Siman tutuculu restorasyonlarda dayanak preparasyonu gerektiğinde preparasyon tasarımı, duvarların yüksekliği ve yüzeylerin pürüzlülüğü retansiyonu etkiler. Bu durumda siman seçimi implant üstü protezin retansiyonu açısından önemlidir (Gilboe ve Teteruck 1974, Hebel ve Gajjar 1997, Jorgensen 1955a, Kim ve ark. 2006, Perel 1994, Sadig ve Al Harbi 2007).

Geometrik şeklin retansiyona etkisi olduğu gibi preparasyon yüzeyinin pürüzlülüğü de çinkofosfat siman kullanıldığında retansiyonu etkiler (Felton ve ark. 1987, Marker ve ark. 1987). Fakat yapıştırma simanı olarak rezin simanlar kullanıldığında preparasyon tasarımının o kadar da etkili olmadığı bulunmuştur (el-Mowafy ve ark. 1996, Zidan ve Ferguson 2003).

Rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre ışıkla polimerize olan, kimyasal olarak polimerize olan ve dual- cure olmak üzere 3'e ayrılırlar. Bir diğer sınıflama ise total-etch, self-etch and kendinden adeziv rezin simanlar şeklindedir. Total-etch simanlarda fosforik asit ve adeziv bond kullanılır. Bu kategorideki simanlar siman diş arasında yüksek bağlanma sağlarlar fakat birçok aşama gerektirirler.

Self-etch sistemlerde ise asit uygulamasına gerek duyulmaksızın diş yüzeyine sırasıyla adeziv ve siman uygulanır.

Yeni nesil rezin simanlar ise kendinden adeziv rezin simanlardır. Bu sistemde asit, primer ve bond uygulaması yoktur (Burgess ve ark. 2010b). Kendinden adeziv



rezin simanlarda uygulama öncesinde dişlerde herhangi bir hazırlık yapılmasına gerek yoktur. Uygulaması çinkofosfat ve polikarboksilat simanlardaki gibi tek aşamadan oluşur. Bu simanlar çinkofosfat, polikarboksilat ve rezin simanların aksine neme karşı toleranslıdır ve cam iyonomer simanlara karşılaştırılabilecek seviyede de flor salar. Aynı zamanda ideal estetik özellikler, boyutsal stabilite, ideal mekanik özellikler ve mikromekanik adezyon gibi özellikler açısından rezin simanlara benzer özellik gösterirler (Radovic ve ark. 2008).

Ulaşılabilir bir çok sabit protetik restorasyon materyali mevcut olsa da osseointegre implantların protetik tedavisinde genellikle metal kullanımı mevcuttur (Preiskel ve Tsoika 2004) ,ancak hastaların estetik ve biyouyumluluk konularında duyarlılığı arttıkça metal içermeyen çözümlere talepleri de artmaktadır (Reich ve ark. 2005).

Tam seramik restorasyonların anterior ve posterior bölgede başarılı şekilde kullanımlarının artması (Fradeani ve Redemagni 2002, Fradeani ve ark. 2005, Oden ve ark. 1998, Odman ve Andersson 2001, Probster 1996) ve yüksek dirençli seramik sistemlerin de geliştirilmesiyle implant destekli sabit restorasyonlar dahil sabit protetik restorasyonlarda tam seramik restorasyon tedavisi popüler bir tedavi şekli haline gelmiştir (Denry ve ark. 1998, Walton 2002).

İmplant üstü sabit protezlerde pasif uyumu yetersiz olan bir restorasyon vida gevşemesi, vida kırıkları, dayanak kırıkları ve kemik rezorbsiyonları gibi teknik ve biyolojik komplikasyonlara neden olabilir. Geleneksel döküm tekniğinde bilgisayar destekli tasarım bilgisayar destekli üretim yapılan sistemlere (CAD-CAM) göre daha sık pasif uyum başarısızlıklarıyla karşılaşılabilmektedir (Abduo ve ark. 2010, Hegde ve ark. 2009, Mitha ve ark. 2009).

Çok üyeli sabit restorasyonlarda CAD-CAM teknolojisinin kullanımı protetik restorasyonun hem marjinal hem de iç uyumunu artırır (Al-Fadda ve ark. 2007, Beuer ve ark. 2009, Karl ve ark. 2008, Kohorst ve ark. 2011, Tahmaseb ve ark. 2010). Zirkonya gibi yüksek dirençli seramiklerin CAD-CAM ile kullanımı bu teknolojiyi daha da çekici hale getirmiştir (Vagkopoulou ve ark. 2009).

## 1.1 Oral İmplantoloji

### 1.1.1 Oral İmplantolojinin Tarihsel Gelişimi

Dental implantlar istisnaları olmakla birlikte kaybedilen dişleri tamamlamak amacıyla kullanılan aygıtlar olarak tanımlanabilir. İmplantlar insan vücudu ile uyumlu olan titanyum ve diğer materyallerden üretilirler (The Glossary of Prosthodontic Terms 2004).

Dental implantlara ait ilk bulgu yaklaşık 8.yüzyılda, Honduran iskeletine ait alt çenede keser diş bölgesine yerleştirilmiş bir taş implant olarak tarihe geçmiştir (Ring 1995).

Biyomateryallerin yetersizliği 18. yüzyıldan 19. yüzyılın ilk yarısına kadar dental implantların gelişmesindeki en büyük engeli teşkil etmiştir. Örneğin 19. Yüzyılın ilk yarısında Maggilo çekim yapılan boşluğa altın implant yerleştirmiş, pasif olarak iyileşmeye bırakmış ve sonrasında kron restorasyonu yapmış ve sonunda inflamasyon olduğu görülmüştür (Ring 1995).

Alvin ve Moses Strock kardeşler 1930'lu yıllarda vitilyum implantları köpeklere ve insanlara implante etmişlerdir. Yaptıkları bu çalışmayla implantasyonda en büyük problemlerden biri olan materyal seçimi sorununun üstesinden gelinmiştir. Daha sonra Strock kardeşler ilk kök formlu endosteal implantı üst çene ön bölgeye başarıyla yerleştirmişlerdir (Linkow ve Dorfman 1991).

Modern implantolojinin babası olarak bilinen İtalyan Manlio S. Formiggini ve meslektaşı Zepponi 1940'larda post tipi endosseoz implantları dizayn etmişlerdir (Linkow ve Dorfman 1991).

Subperiostal implantların kullanımı 1940'larda implant diş hekimliği alanında yaşanan en büyük gelişmelerden biri olmuştur (Linkow ve Dorfman 1991).

Robert tarafından 1970'lerde ramus implantlar geliştirilmiştir ve anatomik sebepler nedeniyle subperiostal ve blade implantları kullanamayan hastalar için bir tedavi seçeneği olmuştur (Linkow ve Dorfman 1991).

Dental implantlarla ilgili hızlı gelişmeler 18. yüzyılın sonları 19.yüzyılın başlarında İsveçli bir ortopedist olan Profesör Per-Ingvar Brånemark'ın bir tesadüf sonucu diş hekimliği alanında bir keşif yapmasıyla sağlanmıştır (Amerikan Diş Hekimleri Birliği 2002). 1950'lerin sonlarında Brånemark kan akışıyla ilgili yaptığı in vivo çalışmada bir tavşanın femuruna titanyum bir halka yerleştirmiş ve daha sonra çıkaramamıştır (Darle 2003).

Toronto'da Diş Hekimleri Birliği 1982 yılında yaptıkları klinik çalışmalarla Branemark'ın bulgularını onaylayarak kabul etmişlerdir. Bugün kullanılan tüm endosteal kök formu ve silindirik implantlar Branemark'ın orijinal tasarımıdır (Reiss 1999).

Modern implantolojinin diğer bir öncüsü; 1970-80' lerde ortopedik cerrahide metal blokları implante etmesiyle İsveç'teki Strauman enstitüsünde Dr. Strauman ile birlikte uzun süre çalışan Dr. André Schroeder olmuştur. Schroeder'in bu çalışması ile osseointegrasyonun ilk tarihi temelleri atılmıştır (Laney 1993).

Endosseoz kök formu implantlar 1980'lerin ortalarında klinisyenler tarafından standart kullanıma girmiştir. Günümüzde artık Blade, subperiostal ve transosseoz implantlardan ziyade daha pratik ve kullanışlı olan kök formu implantların kullanımı yaygındır (Arun 2010).

## **1.1.2 İmplantın Yapısal Unsurları**

### **1.1.2.1 İmplant Gövdesi**

İmplant gövdesi cerrahi aşamayla kemik içine yerleştirilen ana parçadır. İmplant gövdesi vidalı ya da düz kök formunda, titanyum veya titanyum alaşımlarından üretilmiş farklı yüzey özelliklerine sahip ve yüzeyi hidroksi apatit kaplı ya da kaplı

olmayan gibi farklı tasarımlarda olabilir. İmplant başarısında bir çok faktör etkili olsa da implant gövdesinin doğru yerleştirilmesi, atravmatik cerrahi yapılması, iyileşme sırasında aksiyal olmayan yükleme olmaması ve iyileşme döneminde pasif restorasyon yapılması gibi faktörler önemlidir (Rosenstiel ve ark. 2006).

#### **1.1.2.2 İyileşme Başlığı**

İki aşamalı cerrahilerde protetik aşamaya geçilmeden önce yerleştirilen vidalardır. İyileşme başlıklarının dişeti yükseklikleri farklılık gösterir ve ağız içinde yumuşak dokuda görünür şekildedir (Rosenstiel ve ark. 2006).

#### **1.1.2.3 Ölçü Postu**

Ölçü postu implantın ağız içerisindeki konumunu aynı şekilde laboratuvar modeline yansıtmak için kullanılır. İmplant üzerine ya da dayanak üzerine direkt vidalanabildiği gibi sürtünmesel tutuculuktan faydalanan ölçü postları da mevcuttur (Rosenstiel ve ark. 2006).

#### **1.1.2.4 Analog**

İmplant analogu laboratuvar modelinde implant gövdesinin yerini tutan parçadır. Bu nedenle implant ve dayanak analogu şeklinde ikiye ayrılır. Her iki analog şekilde ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra ölçü postuna vidalanır. (Rosenstiel ve ark. 2006).

#### **1.1.2.5 İmplant Dayanağı**

İmplant dayanağı, dental implantın sabit veya hareketli proteze destek veren ve/veya tutuculuğuna yardım eden bölümüne verilen isimdir (The Glossary of Prosthodontic

Terms 2005). İmplant dayanakları üst yapı veya protezin dayanağa tutunmasına göre 3 ana kategoriye ayrılmıştır:

1. Protezin veya üst yapının tutunması için bir vidanın kullanıldığı vida retansiyonlu dayanaklar
2. Protezin veya üst yapının tutunması için bir dental simanın kullanıldığı siman retansiyonlu dayanaklar
3. Hareketli bir protezin retansiyonu için bir ataşmanın kullanıldığı ataşman dayanaklar (Misch 2005b).

İmplantın bakımı ve implant üstü protezlerin tamiri açısından implant üstü protezlerin çıkarılabilirliği önemlidir (Priest 2005). İmplant üstü vida tutuculu protezler bu ihtiyacı karşılamak amacıyla geliştirilmiştir. Tek üyeli vida tutuculu sabit protez çalışmalarında vidaların tutuculuğunda kayıp yaşanması yaygın bir problem olmuştur. Bu problem sadece implantların başarısını etkilemekle (Hebel ve Gajjar 1997, McMillan ve ark. 1998) kalmayıp siman tutuculu implant destekli protezlerin geliştirilmesini de sağlamıştır.

Siman tutuculu protezlerin estetik üstünlükleri, pasif uyum sağlamaları, maliyeti düşürmeleri ve yükleme karakterlerinin aksiyal yüklemeye yaklaşması gibi avantajları sayesinde kullanımları artmıştır (Hebel ve Gajjar 1997).

Siman tutuculu protezlerin üretimi vida tutuculu protezlere göre daha kolaydır çünkü siman tutuculu protezlerin laboratuvar ve klinik prosedürleri geleneksel sabit protezlerle aynıdır (Hebel ve Gajjar 1997, Michalakos ve ark. 2003, Misch 2005b). Vida tutuculu protezler ekstra parçalar gerektirdiği için genellikle daha maliyetlidir (Avivi-Arber ve Zarb 1996).

Siman tutuculu protezlerde özellikle ağız açıklığı kısıtlanmış hastalarda posterior bölgelere ulaşmak ve tedaviyi gerçekleştirmek daha kolaydır (Hebel ve Gajjar 1997, Misch 2005b).

Siman tutuculu protezlerde vida tutuculu protezlerde olduğu gibi oklüzal yüzde vida boşlukları olmadığı için daha ideal ve stabil oklüzal kontaklar oluşturmak mümkündür (Hebel ve Gajjar 1997, Michalakos ve ark. 2003, Misch 2005b, Taylor

ve Agar 2002). Bu vida boşlukları lateral ve protrüziv hareketlerde çatışmalara neden olabilir ve anterior rehberliği de tehlikeye atabilir (Hebel ve Gajjar 1997).

Vida tutuculu protezlerde vida gevşemesi ciddi bir problemdir (Carlson ve Carlsson 1994, Jemt ve ark. 1992, Jemt ve ark. 1991, Laney ve ark. 1994). Yapılan bir çalışmada tek üyeli vida tutuculu protezlerde vida gevşeme oranı %65 olarak bildirilmiştir (Carlson ve Carlsson 1994). Buna karşın başka bir çalışmada siman tutuculu protezlerde desimantasyon oranı %5'den daha az olduğu bildirilmiştir (Misch 1995, Singer ve Serfaty 1996).

Vida tutuculu protezlerin en büyük avantajı istenildiği zaman protez veya implanta zarar vermeden çıkarılabilmesidir (Avivi-Arber ve Zarb 1996, Hebel ve Gajjar 1997). Ayrıca siman tutuculu protezlere göre daha az zamanda (Michalakos ve ark. 2003, Uludag ve Celik 2006) daha az maliyetle protetik parçalar ayarlanabilir, vidalar yeniden sıkıştırılabilir, kırılan parçalar tamir edilebilir (Chiche ve Pinault 1991).

İmplant dayanakları kişiye özel hazırlanan ve üretici firma tarafından üretilen prefabrike bir diğer ifade ile hazır dayanaklar şeklinde sınıflandırılabilir (Misch 1995). Kişisel dayanaklar genellikle hazır olanlara göre daha pahalıdır ve hazır dayanakların yeterli olmadığı durumlarda kullanılırlar (Philip ve Kotick 2011).

İmplant gövdesi ile dayanak arasındaki aksiyal ilişkiye göre 3 dayanak tipinden her biri ilave olarak düz veya açılı olarak da sınıflandırılabilir (Misch 2005b).

### **1.1.3 İmplantüstü Protetik Seçenekler**

Misch 1989 yılında implant diş hekimliği için 5 protetik seçenek sunmuştur. Bunlar:

1. Sabit Protez 1 (SP-1): Sabit protez sadece kronu restore eder, doğal diş gibi görünür.

2. Sabit Protez 2 (SP-2): Sabit protez, kronun ve kökün bir kısmını restore eder, kronun konturları oklüzal yarıda normaldir fakat gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.

3. Sabit Protez 3 (SP-3): Sabit protez, eksik kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır ancak metal porselen de olabilir.

4. Hareketli Protez 4 (HP-4): Hareketli protez, sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.

5. Hareketli Protez 5 (HP-5): Hareketli protez, implant ve yumuşak doku desteklidir.

İlk üç tedavi seçeneği sabit protezlerdir. Bu protezler kısmi ya da tam dişsizliği tedavi edebilir, yapıştırılabilir ya da vidalanabilir tarzda olabilir. Bu seçeneklerden birinin tercih edilmesi sert ve yumuşak doku eksikliği miktarına bağlıdır. Tüm sabit protezlerin ortak özelliği hasta tarafından çıkarılamamasıdır. Son iki protez tipi ise protezin görünümüne değil desteğine bağlıdır (Misch 2005b).

### 1.1.3.1 Sabit Protezler

**SP-1:** Bu protezler hastaya göre eksik dişin sadece anatomik kronunu yerine koyan sabit bir restorasyondur. Sert ve yumuşak doku kaybı genellikle minimum seviyededir. Kalan kemiğin hacmi ve pozisyonu implantın doğal diş köküne yakın bir pozisyona yerleştirilmesine izin verir. Restorasyonun son hali büyüklük ve biçim açısından dişin doğal kronunu yerine koyan sabit protezlere benzer. Bu protezler üst çene ön bölgede en çok istenen protezlerdir (Misch 2005b).

**SP-2:** Bu protezler dişin anatomik kronuyla kökünde bir kısmını restore eder. Doğal dişin mine-sement sınırıyla karşılaştırıldığında kemik hacmi ve topografisi daha apikaldir ve SP-1 proteze göre implantın vertikal yönde daha apikalde yerleştirilmesini gerektirir. Sonuç olarak kesici kenar doğru pozisyonadadır ancak kronun 1/3 gingival bölümü apikale ve linguale, doğal dişin pozisyonuna göre

uzamıştır. Bu protezler periodontal kemik kaybı ve dişeti çekilmesi olan dişlerle benzerlik gösterir. Hasta ve hekim tedavinin başında protezdeki dişin kemik kaybı olmayan sağlıklı bir dişten daha uzun görüneceğinin farkında olmalıdır (Misch 2005b).

**SP-3:** SP-3 protezler doğal dişlerle birlikte bir parça yumuşak dokuyu da yerine koyar. SP-2 protezlerde olduğu gibi kullanılabilir kemik miktarı doğal rezorbsiyon ya da implantların yerleştirilmesi sırasındaki osteoplasti nedeniyle azalmıştır. Estetik, fonksiyon, dudakların desteklenmesi ve fonasyon için dişin kesici kenarını doğru yere yerleştirebilmek amacıyla restore edilecek dişlerin dikey boyutunun doğal olmayan bir uzunlukta olması gerekmektedir. Hasta yüksek bir gülme hattına ya da konuşma sırasında alçak bir alt dudak hattına sahipse ya da hastanın estetik beklentileri yüksekse daha uzun dişler doğal olmayan bir görünüme neden olacaktır (Misch 2005b).

### **1.1.3.2 Hareketli Protezler**

**HP-4:** HP-4 tamamen implant ya da tamamen diş destekli hareketli protez şeklidir. Protez yerleştirildiğinde rijittir ve protezdeki ataşmanlar genellikle hareketli protezi düşük profilli bir doku barına ya da implant dayanaklarına splintleyen bir üst yapıya bağlarlar. Hastaya istenilen kriterlere uygun implant destekli HP-4 bir protezin yapılabilmesi için genellikle alt çenede beş-altı implant ve üst çenede altı-sekiz implant gerekmektedir (Misch 2005b).

**HP-5:** HP-5 implant ve yumuşak doku desteğini birleştiren bir hareketli protezdür. İmplant desteğinin miktarı değişkendir. Tam dişsiz bir alt çeneye yapılacak implant üstü bir protez için, ön bölgede birbirinden bağımsız ya da retansiyonu arttırmak için kanin bölgesinde splintlenmiş iki implant veya lateral stabiliteyi sağlamak için premolar ve santral bölgesinde splintlenmiş üç implant ya da yumuşak doku abrazyonunu azaltmak ve protezi destekleyen yumuşak doku miktarını azaltmak için kanatlı bir barla splintlenen dört implant kullanılabilir. Restorasyon geleneksel hareketli proteze benzer şekildedir (Misch 2005b).



#### **1.1.4 İmplant Destekli Protezlerin Avantajları**

İmplant destekli protezlerin avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

1. Kemiğin korunması
2. Oklüzal vertikal ilişkinin restorasyonu ve korunması
3. Yüz estetiğinin korunması
4. Estetik iyileşme
5. Konuşmanın düzeltilmesi
6. Oklüzyonun düzeltilmesi
7. Oral propriyosepsiyonun yeniden sağlanması
8. Protez başarısının artırılması
9. Çiğneme performansının iyileştirilmesi ve çiğneme kasları ile yüz ifadesinin korunması
10. Protez hacminin azalması
11. Hareketli protez yerine sabit protez olanağı
12. Hareketli protezlerde retansiyon ve stabilitenin artması protezlerin ömrünün uzaması
13. Komşu dişlerdeki değişiklik ihtiyacının ortadan kaldırılması
14. Daha kalıcı restorasyon
15. Psikolojik sağlığın iyileştirilmesi (Misch 2005b)

#### **1.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşım Kavramları**

Metallerin ilk diş hekimliğinde kullanımı 1907 yılında bir altın inleyin kayıp mum tekniği ile elde edilmesiyle başlamıştır ve bu tarihten itibaren altın ve alaşımlarının kullanımı giderek artmıştır (Anusavice ve ark. 2012a).

Altın ve diğer kıymetli alaşımların yüksek fiyatları nedeniyle pek çok alternatif alaşım diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Alaşımların özelliklerine geçmeden bazı kavramların açıklanmasında fayda vardır (Zaimoğlu ve ark. 1993).

**Alaşım;** Alaşım, bir metal elementin en az bir başka element (metal, ametal) ile homojen karışımıdır. Elde edilen malzeme yine metal karakterli malzeme olur. Alaşımlar karışıma giren metallerin özelliklerinden farklı özellikler gösterirler (Manappallil 2010).

**Soy Metal:** Ağız içerisinde korozyona karşı dirençlerinden dolayı rahatlıkla kullanılabilen metallerdir. Bu metallere; altın, platin, paladyum, rodyum, rutenyum, iridyum, osmiyum'dur. Gümüş metali de bu grupta olmasına rağmen ağız içerisinde korozyona uğramasından dolayı soy metal olarak düşünülmez (Manappallil 2010).

**Kıymetli Metal:** Metallerin gerçek değerini belirten bir terimdir. 8 soy metal kıymetli metal olarak değerlendirilir. Fakat her kıymetli metal soy metal değildir. Bu terimin kullanıldığı metallere genellikle altın, platin, paladyum ve gümüştür (Manappallil 2010).

**Baz Metal:** Soy olmayan metallerdir. Döküm alaşımları için çok önemlidirler. Bu metallere ile alaşımların, sertliği, korozyona olan direnci ve birçok özelliği kontrol edilebilir. Günümüzde en çok kullanılanlar; krom , kobalt, nikel, demir, bakır ve manganez'dir (Manappallil 2010).

### 1.2.1 Dental Alaşımların Sınıflandırılması

İçeriklerine göre dental alaşımlar aşağıdaki gibi sınıflandırılabilirler (Naylor 2009);

- ✓ **Soy metal alaşımlar**
  - Altın –Platin- Paladyum
  - Altın- Paladyum- Gümüş (yüksek gümüş, düşük gümüş)
  - Altın-Paladyum
  - Paladyum- Gümüş
  - Yüksek paladyum (kobalt, bakır, altın-gümüş)

✓ **Baz metal alaşımlar**

- Nikel-krom (berilyum içeren içermeyen)
- Kobalt-krom
- Diğerleri (Titanyum bu guruba dahil olmaktadır)

### **1.2.2 Baz Metal Alaşımlar**

#### **Nikel Krom Sistemi:**

Bu sistemler ekonomik olmaları nedeniyle metal destekli sabit protezlerde alt yapı olarak ya da tam metal kron olarak da kullanılabilirler. Genel olarak nikel krom sisteminde iki ana grup vardır, bunlardan birincisi berilyum içeren diğer ise berilyum içermeyen gruplardır. Berilyum içeren grup daha iyi fiziksel özellikler gösterdiği için dünya pazarlarında önemli bir yere sahiptir (Naylor 2009).

Berilyum akışkanlığı arttırmakta, alaşımın dökülebilirliğini geliştirmekte, porselenle stabil bir bağ kurulmasını sağlamakta ve yüksek ısı derecelerinde kalın oksit tabakası oluşumunu engellemektedir. Berilyumun alaşımdaki ağırlık yüzdesi ile hacimsel yüzdesi arasında oldukça fark vardır. Nikel-Krom berilyum içermeyen grup ise düşük maliyet, düşük yoğunluk ve berilyumun toksik etkisinin olmaması gibi avantajlara sahiptir (Naylor 2009).

Fakat nikel duyarlılığı olan hastalarda kullanılamaz, berilyum olmadığı için asitleme işlemi yapılamaz, nikel-krom-berilyum alaşımları kadar iyi dökülemez ve daha kalın bir oksit tabakası oluşturur. Genel olarak sistemin avantajları ise; düşük maliyet, düşük yoğunluk yüksek çökme direnci, asitlenebilme ve ince dökümler hazırlanabilir olmasıdır (Naylor 2009).

### **Kobalt Krom Sistemi:**

Nikel-krom sistemi gibi ekonomik bir sistem olduğu için tam metal kron olarak da kullanılabilir. Ayrıca ekonomik ve yüksek dayanıklılıkları sebebiyle günümüzde kullanılan hareketli bölümlü protez ana bağlayıcılarının dökümü için kullanılan alaşımların başında gelmektedir (Naylor 2009).

Rutenyum içeren ve rutenyum içermeyen olmak üzere iki alt gruba ayrılabilir. İki alt grup arasında belirgin farklılıklar olsa bile böyle bir alt gruplamanın kesinliği yoktur. Bu sistem nikel-krom-berilyum sistemi kadar başarılı değildir. Nikel berilyum konusunda biyouyumluluk şüphesi olan kullanıcılara karşı üretilen bir alternatif olarak da düşünülebilir (Naylor 2009).

Sistemde berilyum veya nikel hassasiyeti gibi problemler yaşanmamakla beraber oldukça ekonomiktir. Fakat bunların yanında işlenmeleri nikel alaşımlarına göre daha zordur ve yüksek sertlik oranı sebebiyle dişlerde aşınmalara sebep olabilirler. Ayrıca metal-seramik sistemlerde alt yapı üzerinde kalın bir oksit tabakası gözlenmektedir (Naylor 2009).

### **1.2.3 İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller**

#### **1.2.3.1 Metal-Seramik Restorasyonlar**

Metal alaşımlar diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmaktadır. Mekanik üstünlükleri ve ekonomik olarak avantajlı olmaları bakımından protetik diş hekimliğinde otoritelerin gözünde kazandığı değeri halen sürdürmektedir. Fakat bütün alaşımların ağız ortamında mükemmel biyolojik inertlik göstermesi beklenemez (Shillinburg ve ark. 2010).

Metal-seramik restorasyonlar, metalin olumlu mekanik özelliklerini, porselenin estetiği ile birleştirir (Christensen 1986). Metal-seramik restorasyonlar doğal diş dayanağı üzerine oturan bir döküm metal veya kopingten ve koping üzerine pişirilen seramikten oluşur (Jochen ve ark. 1986).

Metal-seramik restorasyonlar yıllardır implant üstü ve doğal dişlerde tek üye restorasyonlarda kullanılır ve altın standartları da sağlar (De Backer ve ark. 2006, Napankangas ve Raustia 2008, Walton 1999). Fakat son yıllarda tam seramik restorasyonların kullanımı da giderek artmaktadır (Gallucci ve ark. 2011, Walter ve ark. 2006, Zitzmann ve ark. 2007b).

Fakat tam seramiklerin düşük kırılma, bükülme ve uygun olmayan gerilme dayanımlarından dolayı posterior bölgede kullanımları sınırlı olmuştur (Bieniek ve Marx 1994). Yüksek kırılma dayanımı gösteren zirkonya esaslı tam seramiklerin kullanıma sunulmasıyla posterior bölgede de bu materyaller kullanılmaya başlanmıştır (Tinschert ve ark. 2001).

### **1.2.3.2 Dental Seramikler**

Seramikler, bir veya birden fazla metalin metal olmayan elementlerle birleşerek yüksek ısıda işlenmesi ve sinterlenmesi sonucunda oluşan inorganik bileşiklerdir. Dental seramikler eksik dişlerin tamamlanması, dental protezlerin üretilmesi ve hasar görmüş yapıların tamirinde kullanılan materyallerdir (Rosenblum ve Schulman 1997).

Restoratif materyaller gibi dental seramikler de ağız içerisinde gösterdikleri yetersizliklerden dolayı bazı dezavantajlara sahiptirler. Bundan dolayı ilk olarak premolar ve molar bölgelerinde kısıtlı kullanımları mevcut olmasına rağmen son gelişmeler posterior bölgede uzun gövdeli sabit bölümlü protezlerde ve dental implantların alt yapılarında kullanımlarına izin vermiştir (Rizkalla ve Jones 2004b).

Tüm tam seramik sistemler metallerle karşılaştırıldıklarında düşük kırılma dayanımı gösterirler (Rizkalla ve Jones 2004a). Bazı metallerin kullanımı kimi hastalar için problem oluşturabilir. Bu metaller; alerji (Stejskal ve ark. 1999), dişetinde renklenmeler (Arvidson ve Wroblewski 1978, Venclikova ve ark. 2007), metal iyonlarının gingival dokulara (Bumgardner ve Lucas 1995) geçmesi gibi problemler oluşturabilir. Bu dezavantajlar hastalar ve diş hekimleri tarafından daha

iyi estetik materyallerin aranmasını ve metal desteksiz seramik sistemlerin geliştirilmesini sağlamıştır (Shenoy ve Shenoy 2010).

#### **1.2.3.2.1 Seramiklerin Gelişimi**

Seramiklerle alakalı ilk bilgiler milattan önce 700 yıllarına dayanır. Buna rağmen 18. yüzyıla kadar bu alanda pek gelişme görülmemiştir. Seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından bildirilmiştir (Kelly ve ark. 1996a). Bu tarihlere kadar çok çeşitli malzemeler, kayıp dişlerin yerlerine çeşitli yöntemlerle konulmaya çalışılmıştır (Noort 2002). 1774 yılında Fransız bir eczacı olan Alexis Duchateau ve asistanı, nihayet porselen bir protezi üretmeyi başarmışlardır (Kelly ve ark. 1996a). 1789 yılında Alexis Duchateau hem Fransız hem de İngiliz patent ödülünü kazanmıştır (Anusavice ve ark. 2012c). Daha sonra üretim yöntemleri, bazı malzemelerin büzülme özellikleri ile alakalı çeşitli problemler ortaya çıkmış ve Alexis Duchateau'nun bu başarısı uzun sürmemiştir (Kurdyk 1999, Wildgoose ve ark. 2004).

İtalyan Diş Hekimi olan Giuseppangelo Fonzi; 1808 yılında platinyum pin ya da alt yapı üzerine sabitlenen bir porselen diş üretim yöntemi geliştirmiştir (Kurdyk 1999). Bu yeni form porselen dişler daha iyi estetik ve mekanik özellikler göstermiştir (Kelly ve ark. 1996b). 1837 yılında porselen ile platin alt yapı ilk kez birleştirilerek bir inley restorasyona şekil vermek için kullanılmıştır (Wildgoose ve ark. 2004). 1870'lerden sonra ise inleylerde ve porselenin kullanımında birçok gelişme meydana gelmiştir (Kelly ve ark. 1996b).

Dr. Charles H. Land ilk kez 1886 yılında yüksek sıcaklık fırını ve platinyum folyo tekniği ile feldspatik inleyleri üretmiştir (Kurdyk 1999). 1928 yılına gelindiğinde Dr. Charles Pincus ilk veneeri tanımlamış ve Hollywood aktörleri için ilk kez kullanmıştır (Noort 2002).

Seramiğe 1950'lerde lösit eklenmesi ile seramiğin genleşme katsayısı yükseltilecek altın alaşımlarıyla güçlü bağlantısı sağlanmıştır (Kelly ve ark. 1996a). Alumina ile güçlendirme ise ilk kez 1965 yılında McLean ve Hughes tarafından gerçekleştirilmiştir (Kurdyk 1999).

Büzülme göstermeyen (Cerestore) ve dökülebilir (Dicor) tamamı seramik sistemler 1980 yıllarında ortaya çıkmıştır. 1983 yılında hidroflorik asitin; Dr. Horn tarafından porselen pürüzlendirmesi için kullanılmasının önerilmesi ile beraber günümüze kadar birçok gelişme meydana gelmiştir (Horn 1983).

#### **1.2.3.2.2 Seramiklerin Sınıflandırılması**

Seramiklerin yıllar boyunca; kullanım alanları, içerikleri ve elde edilme yöntemleri başta olmak üzere çok çeşitli şekilde sınıflandırılmaları önerilmiştir.

##### **A- Fırınlama Isılarına Göre**

- Ultra düşük ısı seramikleri
- Düşük ısı seramikleri
- Orta ısı seramikleri
- Yüksek ısı seramikleri

##### **B- Mikroyapılarına Göre**

- Cam seramikler
- Kristalin seramikler
- Kristalin içeren cam seramikler

##### **C- Üretim Tekniklerine Göre**

- Dökülebilir seramikler
- Sinterleme ile elde edilen seramikler
- Kısmi sinterleme ve cam infiltrasyonu ile elde edilen seramikler
- Slip casting ve sinterleme yöntemi ile elde edilen seramikler
- Presleme ile elde edilen seramikler
- Freze yöntemi ile elde edilen seramikler

#### **D-Kullanım Alanlarına Göre**

- Anterior ve posterior kronlar için kullanılan seramikler
- Veneerler için kullanılan seramikler
- Post-kor sistemler için kullanılan seramikler
- Sabit bölümlü protezler için kullanılan seramikler
- Boyama ve parlatma için kullanılan seramikler

#### **G-Temel İçeriklerine Göre**

- Silika cam bazlı seramikler
- Lösitle güçlendirilmiş seramikler
- Lösitle güçlendirilmiş cam bazlı seramikler
- Lityum disilikat cam seramikler
- Alümina seramikleri
- Cam içerikli alümina seramikleri
- Cam içerikli spinel seramikleri
- Cam içerikli amümina/zirkonya seramikleri
- Zirkonya seramikleri

#### **H-Translüsensliklerine Göre**

- Opak seramikler
- Translüsente seramikler
- Transparan seramikler (Anusavice ve ark. 2012a).

#### **1.2.3.2.3 Zirkonya Esaslı Seramikler**

Zirkonya cam komponent içermeyen polikristalin seramiktir. Üç farklı kristal yapısı vardır. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Saf zirkonya oda



sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170 °C'ye kadar da stabil haldedir. Bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür (Christel ve ark. 1989).

Tetragonal faz 2370 °C'ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası 2680 °C'dir ve bu dereceye kadar ise kübik fazda bulunur . Tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş soğuma esnasında 1170 °C'den 100 °C'ye kadar sürer. Bu soğuma sırasında %3-4 oranında genleşme meydana gelir ve bu genleşme zirkonya içerisinde çatlak başlangıcına neden olur (Christel ve ark. 1989).

Araştırmacılar zirkonya içerisine az miktarda kalsiyum oksit ekleyerek oda sıcaklığında kübik fazı stabilize etmeye çalışmışlardır (Christel ve ark. 1989). Aynı zamanda kalsiyum oksit, magnezyum oksit, selyum oksit ve yttrium oksit eklenmesiyle yapı yarı stabilize zirkonya halini alır ve mekanik özellikleri artış gösterir (Garvie RC 1975).

Lava (3M ESPE, St. Paul, Amerika Birleşik Devletleri) ve Procera (Nobel Biocare, Zürih, İsviçre) gibi sistemlerde zirkonya kor yapılar genellikle yarı sinterlenmiş parsiyel stabilize yttriyum oksit (Y-TZP) bloklardan CAD-CAM sistemlerle üretilir (Luthardt ve ark. 2002).

Zirkonya seramiklerin biyouyumluluğu birçok çalışmayla değerlendirilmiştir (Anusavice ve ark. 2012b). Yapılan in-vitro çalışmalarda yüksek saflıktaki zirkonya hücresel seviyede çok az mutajenik ve kanserojen etki göstermiştir (Zaimoğlu ve ark. 1993). Klinik çalışmalar da zirkonyanın yüksek biyouyumluluktaki titanyumdan daha az bakteri adezyonuna sebep olduğunu göstermiştir (Manappallil 2010).

Günümüzde zirkonyanın klinik uygulama alanları veneerler, parsiyel ve full kronlar, post ve korlar, implant ve implant dayanaklarıdır. Bunlara ek olarak farklı yardımcı içerikli zirkonya seramiklerde frez, cerrahi frez, kron dışı hassas tutucu ve braket gibi farklı ticari ürünler de piyasada mevcuttur (Gürel 2003).

Olağanüstü mekanik özellikleri (yüksek kırılma dayanıklılığı ve kırılma direnci (Raigrodski 2004, White ve ark. 2005) nedeniyle yttriyum ile kısmen stabilize edilmiş polikristalin zirkonya (Y-TZP) alt yapılar tam seramikler içerisinde anterior

ve posterior bölgede köprü protezlerinde kullanılan en güncel materyaldir (Burke ve ark. 2006, Fritzsche 2003, Keough ve ark. 2006, Studart ve ark. 2007).

Y-TZP köprüler lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre edilmiş alümina gibi konvansiyonel tam seramik sistemlere göre kuvvetler karşısında daha yüksek direnç gösterirler (Luthy ve ark. 2005) ve ayrıca kırılma dirençleri de veneerleme işlemi sonrası artış göstermektedir (Tinschert ve ark. 2001).

Y-TZP yüksek biyouyumluluğu, gelişmiş mekanik özellikleri, yüksek radyoopasitesi ve dayanak preparasyonun kolaylığı gibi ilgi çekici ve avantajlı özellikleri nedeniyle günümüzde implant materyali ve dayanağı olarak da kullanılan bir malzemedir (Park ve ark. 2006, Soares ve ark. 2005).

Günümüzde implant üstü protezlerde estetiği yakalamak için zirkonya dayanaklar kullanılabilir durumdadır. Dayanaklar prefabrike olabilir veya dental laboratuvarında CAD-CAM'le veya teknisyen tarafından kişiye özel olarak hazırlanabilir (Kohal ve ark. 2008).

Zirkonya dayanakların 6 - 48 ay sonrası başarıları değerlendirildiğinde başarı oranı %100 bulunmuştur. Kısa dönemli takipler cesaret verici olsa da uzun dönem sonuçlarına ihtiyaç vardır. Laboratuvar çalışmalarının aksine zirkonya dayanaklarla ilgili klinik çalışmalar hala yetersizdir (Guess ve ark. 2012).

### **1.3 CAD-CAM Sistemleri**

Endüstri alanında yaşanan gelişmelere paralel olarak son yıllarda diş hekimliği alanında da bilgisayar teknolojilerinde ve malzeme alanında birçok gelişme yaşanmıştır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişme sayesinde modern diş hekimliğinde de bilgisayar destekli sistemler ortaya çıkmıştır. Son yıllarda hastaların artan yüksek estetik beklentileri ile birlikte biyolojik ve mekanik özellikleri daha iyi malzemelerden oluşturulmuş restorasyonların tek tedavi seansında tamamlanarak hastaya teslim edilmesi düşüncesi diş hekimliğinde bilgisayar destekli üretim

sistemlerinin gelişimini büyük ölçüde hızlandırmıştır (Davidowitz ve Kotick 2011, Duret ve ark. 1988).

CAD, bilgisayar yazılımı ile çalışan, üretilecek malzemenin bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarımı anlamına gelen ve daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir terimdir. CAM, ise elde edilen tasarımın yine bilgisayar destekli freze cihazları ile üretimi anlamında kullanılır (Beuer ve ark. 2008).

### **1.3.1 CAD-CAM Sistemlerinin Gelişimi**

CAD-CAM sistemleri ilk olarak 60'ların ortalarında havacılık teknolojileri için kullanılmıştır (1998). CAD-CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanılması ise 1980'lerde başlamıştır. Diş hekimliği ile ilgili ilk CAD-CAM cihazının üretimi ise Dr. Duret tarafından yapılmıştır. Dr. Duret 1984 yılında bir anterior dişi CAD-CAM cihazı kullanarak tam kron ile restore etmiştir. Yine 1985 yılında Dr. Duret Fransız Diş Hekimliği Birliğinin Ulusal Kongresinde CAD-CAM sistemini kullanarak kendi eşine bir saatten daha kısa sürede bir posterior kron yapmıştır. Daha sonra ise ileride üretilecek olan diğer dental CAD-CAM sistemlerini etkileyecek ve onların başlangıcı sayılabilecek Sopha adlı CAD-CAM sistemini geliştirmiştir. Fakat bu sistem çok karmaşık ve pahalı olduğu için yeterli ilgiyi görmemiştir (Duret ve Preston 1991, Preston ve Duret 1997, Priest 2005).

İlk ticari dental CAD-CAM sistemi ise Dr. Mörmann tarafından 1985'te tanıtılmıştır. Dr. Mörmann optik bir tarayıcı ile ağız içinin taranması fikrini kendisi bir elektrik mühendisi olan Dr. Marco Brandestini ile birlikte daha da geliştirmiş ve bu geliştirdiği sistemi bir freze cihazı ile kombine ederek bu cihaza 'Computer Assisted Ceramic Reconstruction' yani CEREC adını vermiştir. Bu yeni sistem bir gün içerisinde restorasyonun üretimine ve uygulanmasına olanak tanımıştır. Nitekim Dr. Mörmann bu sistem ile seramik blok kullanarak bir inley üretimi gerçekleştirmiştir (Mormann 2006).

Benzer şekilde Dr. Rekow, Minnesota üniversitesinde fotoğraflarla ve yüksek çözünürlüklü tarayıcılarla bilgi toplayan ve 5 eksenli freze uçlarıyla çalışan dental CAD-CAM sistemleri üzerinde çalışmıştır (Rekow 1987).

CAD-CAM sistemini kullanarak kompozit malzemeyle restorasyon uygulayan ilk kişi olan Dr. Andersson yüksek hassasiyette kronlar üreten Procera sistemini geliştirmiştir. Aynı zamanda Dr. Andersson CAD-CAM sistemlerinde altın, titanyum ve nikel-krom malzemeleri kullanarak çalışmıştır (Andersson ve ark. 1996).

### **1.3.2 CAD-CAM Sistemlerinin Yapısı**

Genel olarak diş hekimliğinde kullanılan CAD-CAM sistemleri 3 bileşene sahiptir;

- Tarayıcı bölüm,
- Veriyi işleyen ve üretim bölümüne gönderen yazılım (CAD),
- Malzemeye şekil veren freze cihazları (Beuer ve ark. 2008).

#### **1.3.2.1 Tarayıcılar**

Bir yüzeyin veya cismin 3 boyutlu olarak taranması ve bilgisayar ortamına aktarılması; dijital bir model ve bu model ile restorasyon dizaynı için ilk şarttır. Üç boyutlu taramada nihai görüntü; var olan yüzeylerin nokta bulutu haline dönüştürülmesidir. Bir diş preparasyonunun 3 boyutlu görüntü kalitesi restorasyonun iç ve marjinal kalitesini ve adaptasyonunu belirler. CAD-CAM süreci ile tutarlı sonuçlara ulaşmak; 3 farklı boyutta da (X, Y, Z) nokta bulutunun bütün bir şekilde tamamlanmasına bağlıdır. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan 3 boyutlu tarayıcılar 2 grup altında toplanır (Witkowski 2005).

1-İntraoral Tarayıcı: Bu tarayıcılarda prepare edilmiş diş, yumuşak dokular ve komşu dişler nokta bulutları şeklinde 3 boyutlu dosyalara dönüştürülür. Sistemler prepare

edilmiş dişin farklı yönlerden elde edilmiş görüntülerini birleştirerek 3 boyutlu ortama aktarır. Fakat bu aktarma sürecinde her zaman hassasiyet kaybı olur. Tarayıcı uç yer değiştirdikçe eksenlerin pozisyonu değişeceği için bu kayıplar söz konusudur (Mormann ve Bindl 2002).

2-Optik Tarayıcı: Lazer ışınlarını içeren bir beyaz ya da renkli ışıkla yüzeylerin optik olarak taranması gerçekleştirilebilir. Elde edilen 3 boyutlu görüntü çizgiler, görüntüler ve noktaların birleşerek bir buluta dönüştürülmesi ile elde edilir (Luthardt ve ark. 2001).

### **1.3.2.2 CAD Yazılımı**

Çeşitli restoratif ve protetik tasarımlar için üreticiler tarafından özel olarak üretilmiştir. Yazılımlardan bir kısmında üretilecek olan restorasyona diş hekimi tarafından şekil verilirken bazı yazılımlarda ise restorasyonlar için önceden özel olarak yazılım içerisine yerleştirilmiş morfolojik kütüphaneler kullanılır ya da bu bilgiler modifiye edilebilirler. Bu yazılımlar dental marketlerde satılmaktadır. Üretimi yapılacak olan restorasyonun bilgileri internet üzerinden istenilen yere aktarılabilir ve çeşitli 3 boyutlu dosyalar halinde kaydedilebilir. Bu verilerin depolanmasında genellikle ‘Standart Tessellation Language’ (STL) endüstri standardı kullanılır, fakat bazı üreticiler sadece kendi kayıt formatlarını kullanırlar ve bu formatlar diğer sistemlerle uyumlu değillerdir (Mehl ve ark. 1997, Reiss 2007).

### **1.3.2.3 Freze Üniteleri**

Veriler yazılımla işlendikten sonra restorasyona dönüştürülmek üzere freze cihazlarına gönderilir. Freze cihazları, kullanılan frezlerin hareket edebildiği eksen sayısına göre sınıflandırılır. Bunlar;

1-Üç Eksende Hareket Yapan Freze Üniteleri

2- Dört Eksende Hareket Yapan Freze Üniteleri.

3- Beş Eksende Hareket Yapan Freze Üniteleridir (Beuer ve ark. 2008).

### 1.3.3 CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

CAD-CAM sistemi kullanılarak hastaya ikinci bir seansa gerek duyulmaksızın aynı gün içerisinde kaliteli ve uyumlu bir daimi restorasyon uygulanabilir (Mormann ve ark. 1989).

Hastaya tek bir anestezi süresinde tüm işlemler uygulanabilir ve final restorasyonu takılabilir. CAD-CAM ile üretilen restorasyonlar çok nettir çünkü tüm ölçümler ve üretim aşamaları mükemmel olmak için tasarlanmıştır. 2005'te yapılan bir çalışmada geleneksel yöntemlerle alınmış ölçülerin % 50'sinin kron marjinlerinin tam olarak görülemediği belirlenmiştir. Ayrıca geleneksel yöntemler için sorun yaratacak birçok aşama vardır. Ölçü malzemesinin durumu, kayıp dişlerin varlığı, kalan dentin artıkları ve hava kabarcıkları bunlardan bazılarıdır (Christensen 2005).

CAD-CAM ile hazırlanmış restorasyonların görüntüsü doğala çok yakındır bunun sebebi ise kullanılan seramik blokların ışık geçirgenliğinin mine tabakasının ışık geçirgenliğine yakın olmasıdır. Restorasyonlar aynı şekil ve renkte hazırlanabilir. Posterior dişlerde kullanıldıklarında ise hibrit posterior kompozitlere göre daha az aşınırlar ve karşıt dişte minimal düzeyde aşınmaya yol açarlar. Ayrıca bir başka avantajları ise taranan verilerin bilgisayarda depolanabilmesi, gönderilebilmesi, sorun çıktığında depolanan bilginin tekrar laboratuvara aktarılabilmesidir. dijital ölçü alım yöntemlerine göre geleneksel yöntemde kullanılan modeller hem yer kaplarlar, hem de üretimleri zaman alır (Birnbaum ve ark. 2009, Mormann ve ark. 1989).

Sayıdığımız tüm avantajlara rağmen CAD-CAM sistemlerinin hala dezavantajları mevcuttur. Öncelikle sistemin satın alınması maliyetlidir ve kullanılabilmesi için eğitim alınması şarttır. Yine ölçü alınması sırasında preparasyonun belli bir standartta olması gerekir. İyi bir retraksiyon yapılması ve marjinlerin optik tarayıcı ile taranabilecek kadar net olması gerekir. Ayrıca net bir ölçü için kan ve tükürüğün kontrol altına alınması önemlidir. Bunun gibi olumsuz koşullar önlenmediği takdirde

sayısal ölçü hekime zaman kazandırmayacaktır (Henkel 2007, Mormann ve ark. 1989).

#### **1.3.4 CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Malzemeler**

Günümüzde birçok seramik malzeme CAD-CAM sistemleri ile birlikte kullanılabilir durumdadır. CAD-CAM sistemleri için kullanılan malzemeler genel olarak; yarı sinterlenmiş alümina ve zirkonya temelli bloklarla beraber veneer seramikleri için özelleştirilmiş şekildeki tam seramik bloklardan oluşur. İlk zamanlarda bu sistemle kullanılan cam seramikler Dicor ve Vita Mark II'dir, bu cam seramikler inley, onley, veneer ve kronlar için kullanılmıştır fakat posterior kronlarda kullanılabilecek kadar dayanıklı değildir (Bindl ve Mormann 2004, Lampe K , Liu ve ark. 1993, McLean 1984, Posselt ve Kerschbaum 2003, Sjogren ve ark. 2004).

In-Ceram seramiklerin konvansiyonel sistemle üretimi 14 saat sürerken CAD-CAM ile bu süre 20 dakikaya; cam seramikler için de aynı süre 4 saatten 40 dakikaya inmektedir (Degrange ve ark. 1987, Hickel ve ark. 1997, Probster 1996, Scotti ve ark. 1995). Zirkonya hem güçlü hem de biyouyumlu bir malzemedir. Tam sinterlenmiş bloklardan kazındığında restorasyonun şekillenmesi çok uzun sürer. Bu nedenle yaygın kullanım şekli yarı sinterlenmiş blok şeklindedir. Yarı sinterlenmiş bloklar kullanıldığında hem restorasyon daha kısa sürede elde edilir hem de kullanılan frezler daha az aşınır ve elde edilen restorasyon daha net bir şekilde elde edilir (Blatz ve ark. 2003, Blatz ve ark. 2004).

CAD-CAM sistemlerle in ceram alümina, in ceram spinell, in ceram zirkonya, zirkonyum seramikleri, titanyum, kıymetli metal ve alaşımlar, silikat seramikler, akrilik bloklar ve mum bloklar kullanılabilir (Witkowski 2005).

### **1.3.5 Günümüzde Yaygın Olarak Kullanılan Bazı Ticari CAD-CAM Sistemleri**

#### **1.3.5.1 Lava Sistemi**

Bu Sistem hareket edebilen bir merkez, dokunmatik bir ekran ve ucunda kamerası olan bir tarayıcıdan oluşur ve 2008 yılında kullanıma girmiştir (Lava 2009). Diş preparasyonu ve retraksiyonun ardından titanyum dioksit tozu kullanılır. Tarama işlemine oklüzal yüzeylerden başlar ve daha sonra bukkal yüzeyler son olarak da lingual yüzeyler taranır. Görüntülerin kontrol edilmesi için dokunmatik ekran döndürülebilir veya ekran üzerinde görüntüler büyütülüp küçültülebilir. Görüntüler üzerinde 3 boyut ve 2 boyut arasında geçişler yapılabilir, 3 boyutlu gözlükler kullanılabilir. Görüntüler kablosuz olarak istenilen frezeleme merkezine gönderilebilir. Lava sisteminde Lava blokları dışında diğer sistemlere ait bloklar da kullanılabilir (Davidowitz ve Kotick 2011).

#### **1.3.5.2 Cerec Sistemi**

1987 yılında tanıtılan sistem freze ve tarayıcı ünitesi olan ilk kombine dental CAD-CAM sistemidir. Bu sistemle tek seansta restorasyonun hastaya teslimi mümkün olmuştur. İlk Cerec modelleri sadece inley ve onley üretimine imkan sağlamıştır (Mormann 2006). 2009 yılında tanıtılan ve en yeni modeli olan Bluecam teknolojisiyle yenilenen Cerec AC modeli alt ve üst tüm ark taramasına; uzun kron-köprülerin yapılmasına imkan sağlar (CEREC 2014).

Taranacak diş prepare edildikten sonra özel bir titanyum dioksit toz ile kaplanır. Bu toz translüsent alanları opak bölgelere çevirir ve kameranın tüm bu ayrıntıları kaydetmesine yardım eder. Burada intraoral tarayıcının odağı otomatiktir. Ölçü alım işleminden sonra diş ve çevre dokuları ekranda görülür. Diş hekimi bu görüntüler üzerinde dayın nerede başlayıp bittiğini ya da marjinlerin nereden geçtiğine karar verebilir. Restorasyonun tasarım işlemi tamamlandıktan sonra milledme işlemine



geçilebilir. Bu aşamada bir seramik blok ya da bir akrilik blok rahatlıkla kullanılabilir (CEREC 2014) .

### **1.3.5.3 3Shape Sistemi**

Bu sistem; hareketli bir tarayıcı, laboratuvar tarayıcısı, tasarım programının yüklendiği bir CAD bilgisayarı ve freze ünitesinden oluşur. Bu üniteler ayrı ayrı satın alınabileceği gibi sistemin tamamı da satın alınabilir. Cerec, Lava, iTero gibi cihazlardan gelen 3 boyutlu veriler de sisteme aktarılabilir (3Shape 2014).

Elde edilen 3 boyutlu dosyalar sistem dışına çıkarılıp CNC, lazer sinterleme ve 3D print ile birlikte de kullanılabilir. Sistem direkt tarama sırasında diş renginin belirlenebilmesine olanak sağlayan renkli mobil tarayıcıya sahiptir. Freze ünitesinde 3. parti blok ve malzemeler kullanılabilir (Stolz ve Kuhn 2007).

Dental tasarım yazılımı; kron, köprü, inley, onley, hareketli bölümlü protez alt yapısı, abutment tasarımı gibi çok geniş restoratif ve protetik yelpazeyi içerecek kadar geniştir. Bu yazılım son güncellemelerle birlikte tam protez üretimi ve bilgisayarlı tomografilerin aktarımı ile implant planlaması yapılmasına da izin verecek donanımdadır. Freze ünitesi olarak metal blokları işleyebilen frezlere sahiptir (3Shape 2014).

### **1.3.5.4 DCS Precident Sistemi**

Bu sistem bir lazer tarayıcı ve bir freze ünitesinden oluşur. Sistem tek seferde 14 day tarayabilir ve 30'dan fazla altyapı üretimini gerçekleştirebilir. Bu sistemin yazılımı otomatik olarak konnektör bağlantısı ve gövde formu oluşturabilir. DCS Precident sisteminde metaller, cam seramikler, kompozitler, zirkonyum malzeme olarak kullanılabilir. Sistem tam sinterlenmiş zirkonyum ve titanyumu işleyebilen nadir CAD-CAM sistemlerinden biridir (Besimo ve ark. 1997).

### 1.3.5.5 Procera Sistemi

1997 yılında tanıtımı yapılan sistemde şirket verilerine göre 2004 yılı ortalarına kadar 3 milyon üye restorasyon yapılmıştır. Laboratuvar tarayıcısı master day üzerinden dijital ölçüyü alır. Daha sonra bu dijital ölçü bir modem aracılığı ile frezeleme merkezine gönderilir. Burada alümina ya da zirkonya alt yapı elde edildikten sonra 2000 °C’de sinterlenerek son haline ulaşır (Liu 2005).

## 1.4 İmplantüstü Sabit Protezlerde Retansiyon

Retansiyon; bir protezin giriş yolunun aksi yönünde, onu dokulardan uzaklaştıran kuvvetlere karşı direnç göstermesi demektir (The Glossary of Prosthodontic Terms 2005). Simante kronların retansiyonunu etkileyen temel olarak 3 faktör bulunmaktadır. Bunlar diş preparasyonu (preparasyon açısı, yüzey alanı, yüzey özellikleri, preparasyon yüksekliği), döküm özellikleri (dökümün dişe uyumu) ve kullanılan simandır (simanın tipi ve vizkozitesi) (Kaufman 1961).

Doğal dişlerde (el-Mowafy ve ark. 1996, Zidan ve Ferguson 2003) ve suni dayanaklarda (Jorgensen 1955a, Kaufman 1961, Wilson ve Chan 1994) simante kronların retansiyonu preparasyon açısının azaltılmasıyla artış gösterir. Yani retansiyon ve preparasyon açısı ters orantılıdır (Jorgensen 1955b). Preparasyon yüksekliği ve çapı gibi faktörlerle toplam yüzey alanı retansiyonu etkileyebilir (Lorey ve Myers 1968, Potts ve ark. 2004). Preparasyon yüksekliği (el-Mowafy ve ark. 1996, Kaufman 1961) ve çapının (Abduo ve ark. 2010) artması retansiyonu artırır.

Doğal dişlerde yapılan çalışmalardan anlaşılacağı gibi implant destekli siman tutuculu sabit protezlerin retansiyonunu birçok faktör etkiler. Tıpkı doğal dişlerde olduğu gibi implant destekli protezlerde de preparasyon açısı, yüksekliği, dayanak genişliği ve siman seçimi retansiyonu etkiler.

Bazı hastalarda interoklüzal mesafe yetersizliğinden dolayı kısa dayanaklar kullanılması sabit protezin retansiyon eksikliği nedeniyle başarısız olmasına neden olabilir (Walton ve ark. 1986).

Retansiyonun artırılması için kabul görmüş teknikler yüzey alanının artırılması, karşıt duvarların paralelliğinin sağlanması, preparasyon açısının kontrolü (Bernal ve ark. 2003, Clayton ve ark. 1997, Covey ve ark. 2000, Ramp ve ark. 1999) ve retansiyon için olukların açılması şeklinde olabilir (Cameron ve ark. 2006, Edelhoff ve Ozcan 2007, Kramer ve ark. 2000, Rosenstiel ve ark. 1998, Zidan ve Ferguson 2003).

Bernal ve ark. preparasyon açısının 20-30 dereceden daha az tutulmasının sabit bir dayanak yüksekliği göz önüne alındığında siman tutuculu implant üstü sabit protezlerde retansiyonu ciddi anlamda artıracığını belirtmişlerdir (Bernal ve ark. 2003).

Yüzey alanını ve yüksekliği artırmak için implantın subgingival yerleştirilmesi daha uzun dayanak duvarları sağlayarak retansiyonu artırır (Hebel ve Gajjar 1997, Kaufman 1961). Siman tutuculu implant üstü protezlerde kabul edilebilir bir retansiyon için minimum dayanak yüksekliği 5mm olmalıdır (Kaufman 1961).

Eğer interoklüzal aralık 4mm gibi az bir mesafe ise vida tutuculu implant üstü restorasyonlar tercih edilebilir (Chee ve Jivraj 2006), çünkü bu restorasyonlar dayanakla arada herhangi bir mesafe olmadan bağlantı kurarlar (Rosenstiel ve ark. 1998).

Yüzey pürüzlülüğünün artırılması simanın mekanik tutuculuğunu artırır (Breeding ve ark. 1992) ve dayanak üzerinde elmas frezler yardımıyla yapılan pürüzlendirme işlemi retansiyonun artmasını sağlar (Hebel ve Gajjar 1997). Fakat implant dayanaklarında 6 derecelik bir preparasyon açısı verilirse ve yüzey alanı genişliği sağlanırsa retansiyonu artırmak için yüzey pürüzlendirme işlemine genellikle gerek kalmaz (Hebel ve Gajjar 1997).

Siman tutuculu protezlerde retansiyon açısından siman seçimi de çok önemlidir (Breeding ve ark. 1992). Fakat siman çeşitlerinin implant üstü restorasyonlarda

retansiyonu nasıl etkilediği konusunda hala bir fikir birliğine varılamamıştır. Clanton ve ark. (1997) çinko fosfat simanın kompozit rezin simanlardan daha yüksek retansiyon gösterdiğini savunurken, Squier ve ark. (2001) bunun aksini iddia etmektedirler.

## **1.5 Simanlar**

İndirek restorasyonların klinik başarısında restorasyon ve diş arasındaki bağlantıyı sağlamak amacıyla kullanılan simantasyon tekniği önemli bir faktördür. Beş ana kategoriye ayırabileceğimiz farklı yapıştırma simanları bulunmaktadır. Bunlar : çinkofosfat siman, polikarboksilat siman, cam iyonomer siman, rezin-modifiye cam iyonomer siman ve rezin simanlardır (Diaz-Arnold ve ark. 1999). Bu simanların hepsi hakkında birçok detaylı çalışma yapılmasına rağmen klinikte hangisinin seçilmesi gerektiği konusunda net bir karara varılamamıştır (Rosenstiel ve ark. 1998).

Bu simanlardan hiç birisi bütün indirek restorasyonların simantasyonu için tamamen uygun değildir. Dahası uygun vakada uygun siman seçimi için bu simanların her birinin materyal özellikleri, nem kontrolü ve preparasyon tasarımı açısından özellikleri ve avantaj ve dezavantajlarının tümüyle farkında olunması gerekmektedir (Diaz-Arnold ve ark. 1999).

### **1.5.1 Rezin İçeren Simanlar**

#### **1.5.1.1 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar**

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCIS) 1990'larda cam iyonomer simanların olumlu özelliklerini ( flor salınımı, adezyon) yüksek dayanıklılık ve düşük çözünürlükle birleştirmek için üretilmişlerdir. Bu simanlar erken nem temasına karşı

cam iyonomer simanlardan daha az hassastırlar ve genel kullanımda popöler simanlardır (Cho ve ark. 1995).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar geleneksel cam iyonomer simanların likitlerinin bir kısmının suda çözünen metakrilat esaslı monomerler ile değiştirilmesiyle üretilmişlerdir ve hibrit iyonomer siman olarak da bilinirler (Anusavice ve ark. 2012a).

RMCIS kimyasal, ışııkla ve her iki yöntemle birlikte polimerize edilebilirler ve asit-baz reaksiyonu polimerizasyon esnasında ortaya çıkar. Bazı hibrit iyonomer simanlar reaktif olmayan doldurucu parçacıklar içerirler ki bunlar çalışma süresini uzatır, erken süredeki dayanıklılığı artırır ve simanın neme olan hassasiyetini azaltır (Anusavice ve ark. 2012a).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar konvansiyonel simanlara göre daha yüksek dayanıklılık gösterirler, bu yönden rezin simanlara yakın değerler gösterirler (Piwowarczyk ve ark. 2002).

Bu simanların geleneksel cam iyonomer simanlara göre diş yüzeylerine ve rezin bazlı kompozitlere daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdikleri bildirilmiştir bu durum ise büyük olasılıkla pürüzlü diş yüzeylerinde gösterdiği gelişmiş mikromekanik özelliğinden kaynaklanmaktadır (Anusavice ve ark. 2012a).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar klinikte kaide materyali, fissür örtücü, kor materyali, restorasyon materyali, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, zarar görmüş amalgam korların tamirinde ve retrograd kanal dolgu maddesi olarak kullanılabilirler (Anusavice ve ark. 2012a).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar tam seramik kronların simantasyonun da kullanılmaktan kaçınılmalıdır çünkü bazı markalarda su absorpsiyonu ve genişleme (Knobloch ve ark. 2000) kırıklara neden olabilir (Leevailoj ve ark. 1998, Miller 1996). Fakat yapılan bir çalışmada doğal diş ve titanyum dayanaklara hibrit iyonomer siman ile yapıştırılan tam seramik kronlarda 12 ay suda bekletilmelerine rağmen herhangi bir çatlak gözlenmemiştir (Anusavice ve ark. 2012a).

### **1.5.1.2 Kompozit Rezin Simanlar**

Rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre kimyasal olarak sertleşen, ışıkla sertleşen ve dual olarak sertleşen rezin simanlar şeklinde sınıflandırılabilirler. Fakat bu sınırlı sınıflandırma rezin simanların bağlantı ve adezyon şekilleri hakkında bir tanımlamaya müsaade etmez. Rezin simanlar için yapılabilecek diğer bir sınıflandırma ise total-etch, self-etch ve kendinden adeziv rezin simanlar şeklindedir (Burgess ve ark. 2010a).

Son yıllara kadar kompozit rezin simanlar simantasyon öncesi dişte yapılan hazırlığa göre iki alt gruba ayrılıyordu. Bunlardan birincisi total-etch dediğimiz ve dişte asitleme ve yıkama yapılan grup diğeri ise self-etch denilen asitleme aşamasını içermeyen diş self-etch primerin uygulandığı grup idi. Bu gruplandırmanın 3. alt grubu ise kendinden adeziv rezin simanlardır ve 2002 yılında kullanıma girmiştir (Radovic ve ark. 2008).

En yeni rezin simanlar kendinden adeziv dual sertleşen rezin simanlardır, bu rezin simanlarda asitleme, primer ve bond gibi ajanlara gerek duyulmaz. Fakat bu rezin simanların bağlanma dayanımı total-etch rezin simanlara göre biraz daha düşüktür (Burgess ve ark. 2010a).

#### **1.5.1.2.1 Total-Etch Rezin Simanlar**

Total-etch rezin simanlar metakrilat bazlı kombine bir dentin adeziv sistemidir. Üreticiler bu rezin simanların iki aşamalı asit ve durulama şeklinde ya da tek şişe şeklinde kullanımını tavsiye ederler (Perdigao ve ark. 1995).

Bu kategorideki rezin simanlar diş yüksek bağlanma sağlar fakat aynı zamanda diş ve restorasyon yüzeyine uygulanması gereken birçok aşama vardır. Bu çok aşamalı sistem biraz kompleks olup, etkili bir bağlantı sağlamaktadır. Bu kategori RelyX ARC (3M Dental Products GmbH; Neuss, Almanya), Variolink II (Ivoclar Vivadent, Amherst, New York, Amerika Birleşik Devletleri), Choice 2 (BISCO, Schaumburg, Illinois, Amerika Birleşik Devletleri), and Calibra (Dentsply Caulk, Milford, Delaware, Amerika Birleşik Devletleri) simanları içerir. Bu rezin simanlar ışıkla veya dual olarak sertleşebilirler (Burgess ve ark. 2010a).

Total-etch rezin simanlar mine ve dentinin fosforik asitle pürüzlendirilmesini içerir. Bu asit uygulaması smear tabakasının kaldırılması, dentinin 5-8 mikron kadar demineralize olması, dentin tübüllerinin genişlemesi ve kollejen fibrillerinin açık hale gelmesini sağlar (Perdigao ve ark. 1995). Hidrofilik monomerler bu küçük boşluklarda içeriye nüfuz ederek dentin ve rezinden oluşan hibrit tabakayı meydana getirir (Perdigao ve ark. 1995).

Total-etch rezin simanlarda simanın yeterli mekanik ve fiziksel özellik gösterebilmesi polimerizasyona bağlıdır. Başarılı bir polimerizasyon simanın birleşimine ve ışık kaynağına olan mesafesine bağlıdır. Bu polimerizasyon problemini çözmek amacıyla bazı total-etch rezin simanları self ya da dual polimerize rezin simanlara dönüştürmek amacıyla içine başlatıcı veya aktivatör konulur (Asmussen ve Peutzfeldt 2006, Tay ve ark. 2003).

#### **1.5.1.2.2 Self-Etch Rezın Simanlar**

Total-etch rezin simanlara göre daha az teknik hassasiyet talebi üreticileri self-etch sistemlere yöneltmiştir. Self-etch sistemler dentin ve minenin pürüzlendirilmesini sağlayan asitleme aşamasını içermez. Self-etch sistemler bir ya da iki aşamalı olabilir. Tek aşamalı sistemler tek bir solüsyonda pürüzlendirme, primer ve bonding işlemleri gerçekleşirken, iki aşamalı sistemlerde ilk aşamada primer uygulanır ve sonra hidrofobik adeziv rezin uygulanır. Self-etch rezin simanlar dental dokuları demineralize ederken aynı anda da dokulara penetre olur (Van Meerbeek ve ark. 2011).

Panavia (Kuraray Noritake Dental Inc.; Suite, Japonya) ve Multilink Automix (Ivoclar Vivadent Inc.; Amherst) self-etch adeziv sistemlere örnektir. Self-etch adeziv sistemlerin etkinliği simanın içeriği (Frankenberger ve Tay 2005, Van Landuyt ve ark. 2009), raf ömrü (Moszner ve ark. 2005) ve kullanım süresine (Abdalla ve Feilzer 2008, Frankenberger ve Tay 2005, Poitevin ve ark. 2010) göre değişir. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler iki aşamalı sistemlere ve total-etch adeziv rezinlere göre daha yüksek başarısızlık oranı gösterirler (Perdigao ve ark. 2009, Peumans ve ark. 2005). Tek aşamalı self-etch sistemlerin uygulaması halen teknik hassasiyet gerektirmektedir (Van Meerbeek ve ark. 2005). İki aşamalı self-

etch adeziv sistemler daha stabil ve daha güvenilir sistemlerdir ve bu nedenle tercih edilebilir (Sillas ve ark. 2011).

### **1.5.1.2.3 Kendinden Adeziv Rezin Simanlar**

Kendinden adeziv rezin simanlar asitle pürüzlendirme ve bonding işlemleri olmadan diş dokularıyla bağlantı sağlayabilen rezin simanlardır. Kendinden adeziv rezin simanlarda yıkama ve kurulama işlemlerine gerek duyulmaz, smear tabakası kaldırılmaz fakat asidik monomer tarafından modifiye edilir. Açığa çıkan intertübüller kollajenlerdeki minerallerle rezin monomerler yer değiştirir ve böylelikle kollajen boşluklarından geçişle mikromekanik tutuculuk sağlanmış olur. Kollajen fibriller total-etch sistemlerdeki gibi hidroksi apatit kristallerinden tamamen yoksun değildir (Tay ve ark. 2000). Bu simanların uygulamaları tek aşamadır ve bu özellik kendinden adeziv rezin simanları klinik olarak cazip bir materyal haline getirmektedir (Goracci ve ark. 2006, Van Meerbeek ve ark. 2005).

Kendinden adeziv rezin simanlar yaklaşık 10 yıllık bir geçmişe sahiptir. Kendinden adeziv rezin simanlar basit klinik uygulamalarıyla geleneksel ve adeziv simanların sınırlamalarını aşmak için üretilmiştir. Kendinden adeziv rezin simanlar hala gelişme aşamasındadır ve içeriği de geliştirilmeye devam etmektedir, bu nedenle simanın yapısı, adeziv özellikleri ve klinik performansı hakkındaki bilgiler de henüz yetersizdir (Goracci ve ark. 2006).

Kendinden adeziv rezin simanlar kolay klinik uygulaması, zamandan tasarruf sağlaması ve özellikle kontaminasyonu önlemesi gibi olumlu özelliklere sahiptir, bonding aşamasında meydana gelecek hataların da elimine edilmesini sağlar (Goracci ve ark. 2006).

Yapışma kuvveti simanlara göre farklılıklar gösterir, total-etch simanlar çok güçlü retansiyon sağlarken, self-etch sistemler orta derecede retansiyon sağlar ve kendinden adeziv rezin sistemlerin de self-etch sistemlerle yaklaşık aynı retansiyon değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Burgess ve ark. 2010a). Kendinden adeziv rezin simanlar rezin modifiye cam iyonomer simanlardan (Goracci ve ark. 2006) daha yüksek retansiyon gösterirler ve tam seramik restorasyonların simantasyonu için uygundur (Burgess ve ark. 2010a).



## **1.5.2 Çalışmamızda Kullanılan Simanlar**

### **1.5.2.1 3M ESPE RelyX™ Yapıştırıcı Siman**

3M ESPE RelyX™ Luting Cement iki kısımdan oluşan bir rezin modifiye cam iyonomer sistemidir: toz ve sıvı kısım. Toz radyopak, floraminosilikat bir camdır. Sıvı kısım ise modifiye edilmiş polialkenoik bir asidin sudaki solüsyonudur. Rely X Luting Cement cam iyonomer simanların en önemli avantajlarına sahiptir- diş yapısına bağlanması, düşük çözünürlüğe ilişkin ek avantajların yanısıra floridin serbest kalması, kırılma direncinde gelişme ve düşük bir vizkozite, tel tel ayrılmayan, çökmeye dayanıklı bir karışımdır (3M 2009).

#### **1.5.2.1.1 3M ESPE RelyX™ Yapıştırıcı Siman Endikasyonları**

- Metal-destekli porselen kron-köprülerin diş veya amalgam, kompozit veya cam iyonomer kor yapılara simantasyonunda,
- Metal inley, onley ve kron simantasyonunda,
- Tamamı alümina ya da Lava™ ya da Procera AllCeram gibi tamamı zirkonyum korlarla yapılan kron simantasyonunda ,
- Önceden hazırlanmış ve döküm post simantasyonunda
- Ortodontik bantların simantasyonunda kullanılabilir (3M 2009).

#### **1.5.2.1.2 3M ESPE RelyX™ Yapıştırıcı Siman Kontrendikasyonları**

- Rely X Luting Cement kompozit ya da porselen inleylerde ya da onleylerde, ya da tamamı alümina ya da tamamı zirkonyum olmayan kompozit ya da tamamı seramik kronlarda kullanılmaz.
- Bazı preparasyon tekniklerinin kullanılması sonucunda arta kalan materyaller sertleşme reaksiyonlarını ve bağlanma kuvvetlerini etkileyebileceklerinden dolayı kontrendikedir (3M 2009).

### **1.5.2.2 Panavia F 2.0 Rezin Yapıştırıcı Siman**

PANAVIA F 2.0, hem kimyasal olarak, hem de ışıkla polimerize olan, metal, kompozit ve silanlanmış porselen restorasyonları için geliştirmiş, rezin bazlı bir yapıştırma simanıdır.

PANAVIA F 2.0, ED PRIMER II, PANAVIA F 2.0 patından ve OXYGUARD II'den oluşur. ED PRIMER II, HEMA ve 5-NMSA ve de MDP ihtiva eder ve Liquid A ve Liquid B'den oluşur. PANAVIA F 2.0 patı, florid salma özelliğine sahiptir. ALLOY PRIMER değerli metallere ve PANAVIA F 2.0 pata yüksek bağlanma gücü sağlar. Kalay kaplamaya (tin plating) gerek kalmaz (Kuraray 2013b).

#### **1.5.2.2.1 Panavia F 2.0 Rezin Yapıştırıcı Simanın Endikasyonları**

- Metal kron, köprü, inley ve onleylerin simantasyonu.
- Porselen kronların, inleylerin, onleylerin ve veneerlerin simantasyonu.
- Kompozit rezin kronların, inleylerin ve onleylerin simantasyonu.
- Adezyon köprülerin simantasyonu.
- Endodontik kor ve prefabrike postların simantasyonu.
- Amalgam bonding (Kuraray 2013b)

#### **1.5.2.2.2 Panavia F 2.0 Rezin Yapıştırıcı Simanın Kontrendikasyonları**

- Metakrilat monomerlere karşı alerjisi bulunan hastalar.
- Aseton alerjisi bulunan hastalar (ALLOY PRIMER) (Kuraray 2013b).

### **1.5.2.3 Panavia SA Cement Rezin Yapıştırıcı Siman**

Panavia SA Cement rezin siman automix, seramik, hibrit seramik, kompozit rezin ve metal restorasyonlarda kullanılabilen, iki türlü (ışıkla ve/veya kendi kendine) polimerize olan, radyoopak, kendinden adezivli bir rezin simandır (Kuraray 2013a).

#### **1.5.2.3.1 Panavia SA Cement Rezin Yapıştırıcı Siman Endikasyonları**

- Seramik, hibrit seramik, kompozit rezin veya metalden yapılmış kron, köprü, inley ve onleylerin simantasyonu
- İmplant destek üzerine seramik, hibrit seramik, kompozit rezin veya metal restorasyonun simantasyonu
- Metal korların, rezin korların metal postların veya cam fiber postların simantasyonu (Kuraray 2013a)

#### **1.5.2.3.2 Panavia SA Cement Rezin Yapıştırıcı Siman Kontrendikasyonları**

- Metakrilat monomerlerine aşırı duyarlılığı olan hastalar (Kuraray 2013a)

## **1.6 Amaç**

İmplant destek preparasyon tasarımı ve yapıştırma simanlarının farklı restorasyon alt yapılarında adezyona etkisinin in vitro olarak incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

## **1.7 Hipotez**

Restorasyon alt yapı tipi ( metal veya zirkonya) /implant dayanak duvar sayısı (2,3 veya 4) söz konusu olduğunda; yapıştırma simanlarının farklılığına bağlı olarak çekme dayanıklılığında farklılık gözlenmeyeceği düşünülmektedir.

## 2 GEREÇ VE YÖNTEM

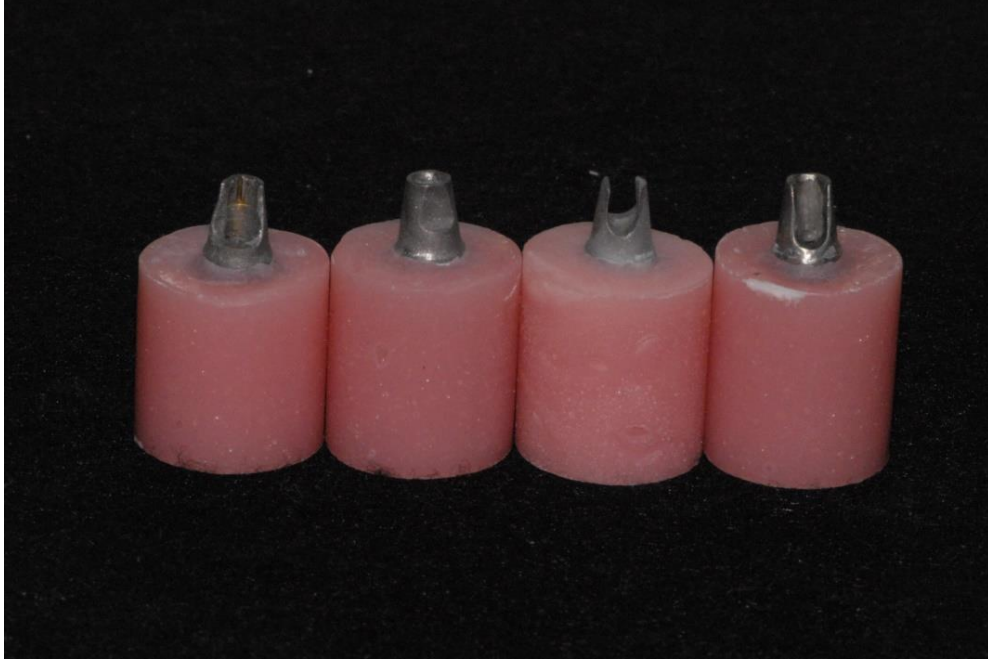
Çalışmamızda izlenecek yöntemler aşağıdaki gibidir.

1. Dayanakların prepare edilerek hazırlanması
2. Alt yapıların tasarlanıp elde edilmesi
3. Alt yapıların dayanaklara simante edilmesi
4. Çekme testinin uygulanması

### 2.1 Dayanakların Hazırlanması

Çalışmamızda 5,7 mm çapında 40 adet implant analogu (Bio Horizons; Riverchase Center, Alabama, Amerika Birleşik Devletleri ) ve onun üzerinde onunla bağlantı yapan dayanak (Bio Horizons, Alabama) kullanılmıştır. Dayanaklar implant analoglarına implant anahtarı aracılığıyla vidalanmış ve 30 N kuvvetle torklanmıştır. Bu örnekler öncelikle 4 gruba ayrılmıştır. Bu dört grupta freze cihazında aşağıdaki şekilde preparasyonlar yapılmıştır. Her preparasyon şekline ait 10 adet vidalanmış implant analogu ve dayanağı elde edilmiştir.

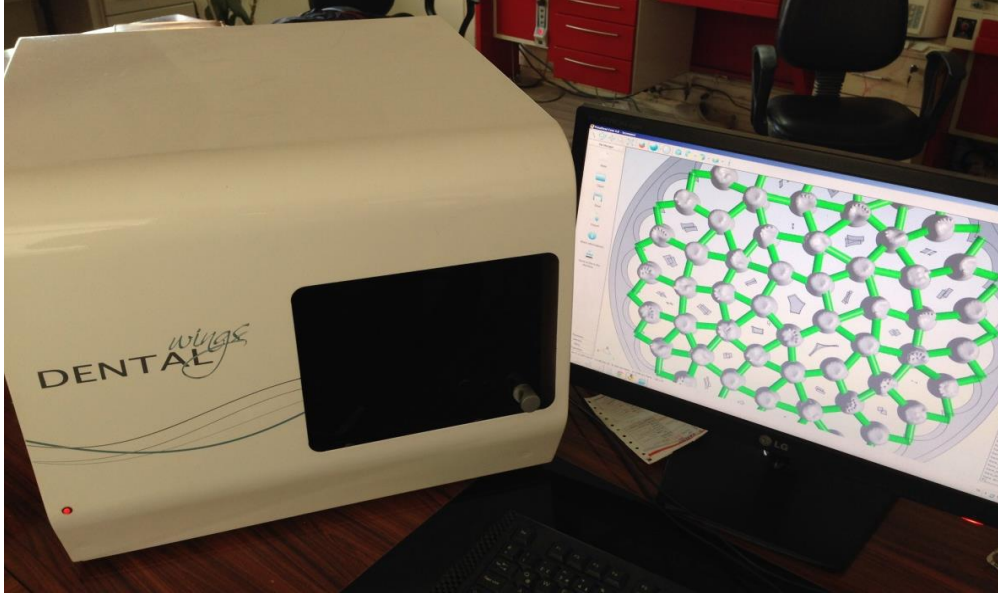
- 1.Preparasyon Şekli: Herhangi bir preparasyon yapılmamıştır (Kontrol Grubu).
- 2.Preparasyon Şekli: Dayanaktaki aksiyal duvarlardan bir tanesinde preparasyon yapılmıştır.
- 3.Preparasyon Şekli: Komşu iki aksiyal duvarda preparasyon yapılmıştır.
- 4.Preparasyon Şekli: Karşıt iki aksiyal duvarda preparasyon yapılmıştır.



Şekil 2.1. Dayanakların prepare edilmiş şekli

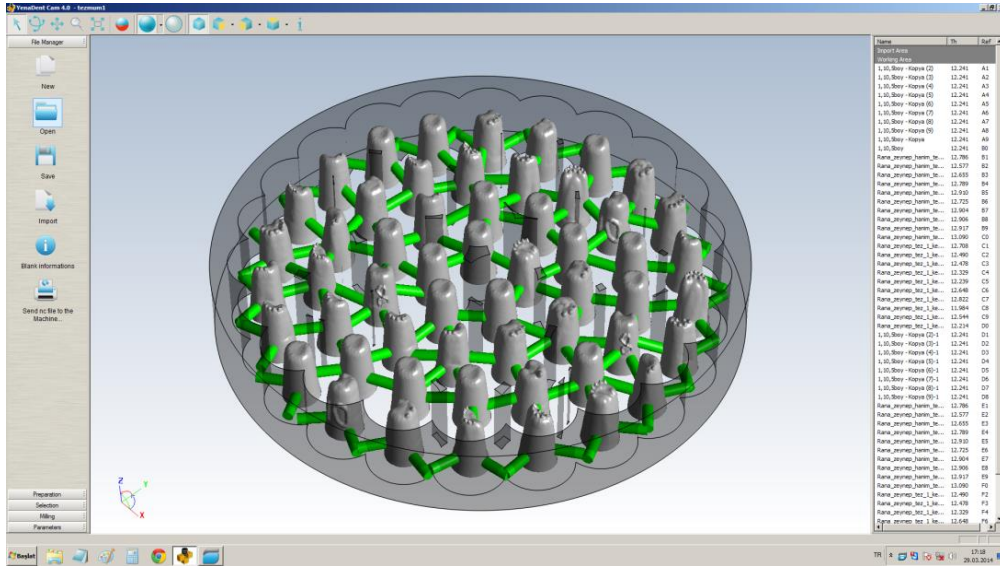
## 2.2 Alt Yapıların Tasarlanıp Elde Edilmesi

Prepare edilen dayanaklardaki vida boşluklarına pamuk yerleştirilerek üzerleri kompozitle (Filtek™ Z250; 3M Dental Products GmbH; Neuss) kapatılmıştır. CAD-CAM sistemiyle zirkonya seramik alt yapılar üretilirken dayanaklar önce laboratuvar tarayıcı ( Dental Wings Inc.; Avenue Letourneux, Montreal, Kanada ) ile taranmış ve sisteme aktarılmıştır.



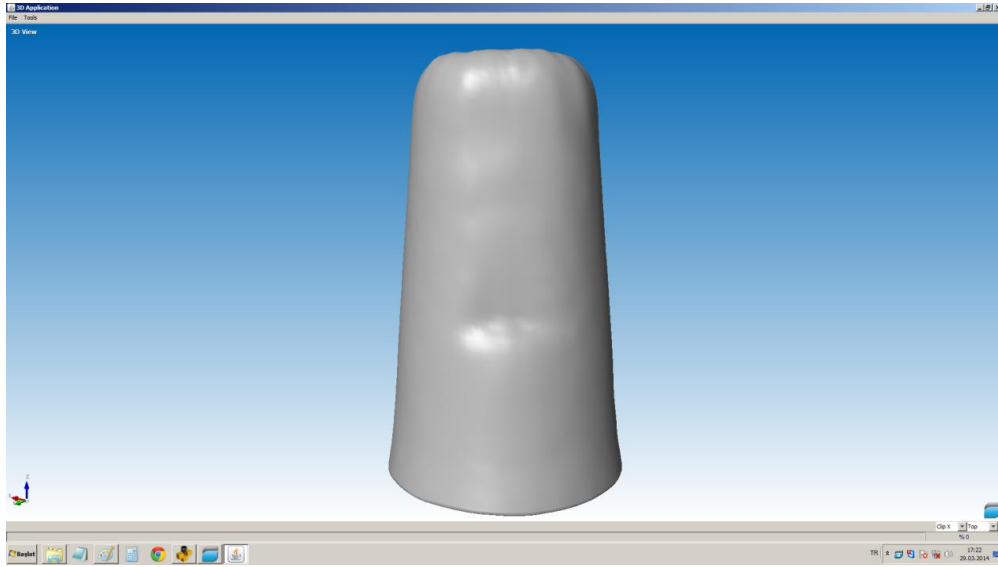
Şekil 2.2. Laboratuvar tarayıcısı

Daha sonra DWOS CAD yazılımıyla (Dental Wings Inc.; Avenue Letourneux, Montreal ) alt yapı tasarımları yapılmış ve freze ünitesinde ( Yenadent Ltd. Sti.; Y. Dudullu, İstanbul, Türkiye ) üretim gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.3. Alt yapıların tasarımı ve üretim aşamasına geçilmesi

Tüm zirkonya seramik örnekler yarı sinterize bloklardan (Whitepeaks Dental Systems GmbH & Co.; Essen, Almanya) şekillendirildikten sonra zirkonya sinterleme fırınında (Tegra MP 1500; Teknik Dental, İstanbul, Türkiye) 8 saat sinterize edilmiştir. Her bir grup için 30’ar adet zirkonya seramik alt yapı elde edilmiştir.



Şekil 2.4. Alt yapıların tasarlanmış şekli

Metal alt yapıların elde edilmesinde CAD-CAM sistemiyle dayanaklar önce laboratuvar tarayıcı (Dental Wings Inc.; Avenue Letourneux, Montreal) ile taranmış ve sisteme aktarılmıştır. Daha sonra DWOS CAD yazılımıyla (Dental Wings Inc.; Avenue Letourneux, Montreal) alt yapı tasarımları yapılmış ve freze ünitesinde mum bloklardan ( Polywax, Bilkim Chemical Company; İzmir, Türkiye) alt yapıların mum örnekleri elde edilmiştir.





Şekil 2.5. CAD-CAM Cihazında metal alt yapı üretiminde kullanılan mum blok

Elde edilen mum örneklerden konvansiyonel yöntemle yani kayıp mum tekniğiyle Cr-Co metal alt yapılar elde edilmiştir. Bunun için mum örnekler önce revetmana alınmış ve sonrasında Cr-Co alaşımı kullanılarak metal alt yapıya çevrilmiştir.



Şekil 2.6. Elde Edilen Alt Yapılar

### 2.3 Alt Yapıların Dayanaklara Simante Edilmesi

Simantasyon öncesinde dayanaklar buhar banyosunda temizlenip kurutulmuş daha sonra 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumuyla kumlanmıştır. Her bir gruptaki 30 örnek 3 alt gruba ayrılarak her bir alt grupta 10'ar adet alt yapı bulunmaktadır. Dayanak preparasyonu yapılan her bir grup 3 alt gruba ayrıldıktan sonra bu üç alt gruptan:

1. Alt grup Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman (RMCIS) (RelyX™ Luting Cement; 3M Dental Products GmbH; Neuss ) ile
2. Alt grup Kompozit Rezin Simanı (Panavia F 2.0; Kuraray Noritake Dental Inc.; Suite) ile
3. Alt grup ise Kendinden Adeziv Rezin Siman (Panavia SA Cement; Kuraray Noritake Dental Inc.; Suite) ile simante edilmiştir.



Şekil 2.7. Alt Yapıların Simante Edilmiş Hali

### **2.3.1 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanla Alt Yapıların Simante Edilmesi**

1. Rezin Modifiye Cam iyonomer siman (RelyX™ Luting; 3M Dental Products GmbH; Neuss) toz ve likit oranı üreticinin direktifleri doğrultusunda olacak şekilde karıştırılmıştır.
2. Homojen bir karışım elde edildikten sonra rezin modifiye cam iyonomer siman alt yapılar içerisine yerleştirilmiştir.
3. Rezin modifiye cam iyonomer siman konulan alt yapılar dayanaklar üzerine yerleştirilmiştir.
4. Dayanaklar üzerine yerleştirilen alt yapılara parmak basıncı uygulanmıştır.
5. 1 dk beklendikten sonra siman temizlenmiştir.

Simantasyon işlemi zirkonya seramik alt yapılar ve metal yapılar için aynı şekilde uygulanmıştır.

### **2.3.2 Kompozit Rezin Yapıştırma Simanı ile Alt Yapıların Simante Edilmesi**

1. Öncelikle zirkonya seramik alt yapılar simante edilmiştir.
2. ED Primer II A ve B eşit oranda karıştırılarak dayanaklar üzerine sürüldü ve 30 sn beklenmiştir.
3. Dayanaklar havayla kurtulmuştur.
4. Panavia F Paste A ve Paste B 1:1 oranında ebonit bir spatula yardımıyla 20 sn karıştırılmıştır.
5. Karıştırılan rezin siman zirkonya alt yapıların iç yüzeyine yerleştirilmiş ve alt yapılar dayanaklar üzerine yerleştirilmiştir.
6. Artık simanın uzaklaştırılması için ışık cihazıyla 2-3 sn ışık tutulmuştur. Artık siman bir sond yardımıyla temizlenmiş ve polimerizasyon için restorasyon tüm yüzeylerine 20 sn ışık cihazı ile ışık (Elipar™ S10 LED Cihazı, 3M Dental Products GmbH; Neuss) uygulanmıştır.
7. Daha sonra metal alt yapıların simantasyonuna geçilmiştir.
8. Metal alt yapıların simantasyonunda ilk olarak metal alt yapıların iç yüzeyine ALLOY PRİMER uygulanmıştır.

9. Dayanak yüzeyine ise ED Primer II A ve B eşit oranda karıştırılarak sürülmüş ve 30 sn beklenmiştir.
10. Panavia F Paste A ve Paste B 1:1 oranında ebonit bir spatula yardımıyla 20 sn karıştırılmıştır.
11. Karıştırılan rezin siman metal alt yapıların iç yüzeyine yerleştirilmiş ve alt yapılar dayanaklar üzerine yerleştirilmiştir.
12. Artık simanın uzaklaştırılması için ışık cihazıyla 2-3 sn ışık tutulmuştur. Artık siman bir sond yardımıyla temizlenmiş ve polimerizasyon için restorasyon marjinlerine 20 sn ışık uygulanmıştır.
13. Restorasyonun marjinlerine OXYGUARD II uygulandı ve 3 dk bu şekilde beklenmiştir.

### **2.3.3 Kendinden Adeziv Resin Simanla Alt Yapıların Simante Edilmesi**

1. Panavia SA Cement rezin siman şırıngayla alt yapılar içine enjekte edilmiştir.
2. Siman yerleştirilen alt yapılar dayanaklar üzerine yerleştirilmiş ve parmak basıncı uygulanmıştır.
3. Artık simanın temizlenmesi için 1200 mw/cm<sup>2</sup> ışık şiddetine sahip ışık cihazıyla (Elipar™ S10 LED Cihazı, 3M Dental Products GmbH; Neuss) örneklere temas etmeyecek şekilde 2-5 sn polimerize edilmiş ve artık siman bir sond yardımıyla temizlenmiştir.
4. Örneklerden metal alt yapı olanların kimyasal yolla polimerize olmaları için 5dk beklemeye bırakılmıştır.
5. Zirkonya alt yapı örnekler 1200 mw/cm<sup>2</sup> ışık şiddetine sahip ışık cihazıyla (3M Dental Products GmbH; Neuss ) örneklere temas edecek şekilde 20 sn polimerize edilmiştir.

Simantasyon işlemi kendinden adeziv resin simanda zirkonya alt yapılar ve metal alt yapılar için aynı şekilde uygulanmıştır.

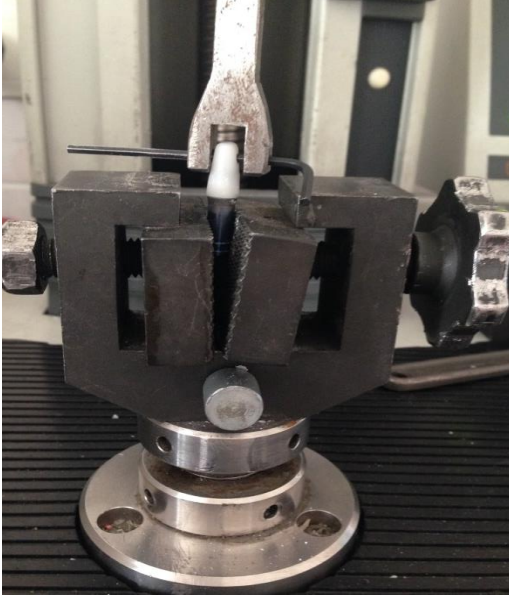
### 2.3.4 Çekme Testinin Uygulanması

Çekme testinin uygulanması Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bilimsel Araştırma Laboratuvarında bulunan üniversal test cihazı (Lloyd Lrx; Farehal, İngiltere) ile yapılmıştır.



Şekil 2.8. Çekme Testinin Uygulandığı Cihaz

Bağlanma direnci ölçümünde kullanılmak üzere cihaz üzerinde implant analogları örneğe uygulanan kuvvetin örneğe dik gelmesi için restorasyonların üst kısmında hazırlanan boşluklardan 3mm çapında çelik bir tel yardımıyla uygun biçimde konumlandırılmış ve hareket etmemesi için mengenalere sabitlenmiştir. Tüm örnekler aynı şekilde cihaza yerleştirilerek mengenalere sabitlenmiştir.



Şekil 2.9. Zirkonya Alt Yapılara Çekme Testinin Uygulanması

Cihaz ile örneklere 1 mm/sn hızla yukarı yönlü kuvvet uygulanmış ve alt yapıların dayanaklardan kopma anlarındaki dirençler sistemin bağlı olduğu bilgisayar tarafından Newton cinsinden hesaplanıp kaydedilmiştir. Test bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlenmiştir. Elde edilen sonuçlar kaydedilmiştir.



Şekil 2.10. Alt Yapıların Çekme Testi Sonrası Görüntüsü

### 3 BULGULAR

Metal alt yapı gruplarında ortalama çekme testi sonuçları genel olarak değerlendirildiğinde rezin modifiye cam iyonomer siman ile simante edilen alt yapılar kompozit rezin simanlar ve kendinden adeziv rezin simanlarla simante edilen alt yapılara göre daha düşük değerler sergilemişlerdir.

Ortalama en düşük çekme testi sonucunu 292.8 N değeriyle rezin modifiye cam iyonomer siman/komşu iki duvar preparasyonu grubunda gözlenirken en yüksek ortalama çekme testi sonucu 928.3 N değeri ile kompozit rezin siman/tek duvar preparasyon grubunda izlenmiştir.

Zirkonya alt yapılarda ortalama çekme testi sonuçları genel olarak değerlendirildiğinde rezin modifiye cam iyonomer siman ile simante edilen alt yapılar kompozit rezin simanlar ve kendinden adeziv rezin simanlarla simante edilen alt yapılara göre daha düşük değerler sergilemişlerdir.

Kompozit rezin siman ve kendinden adeziv rezin siman ise yaklaşık ortalama çekme testi değerleri göstermişlerdir. En düşük ortalama çekme testi sonucu 129.6 N değeriyle rezin modifiye cam iyonomer siman/kontrol duvar grubunda görülürken en yüksek çekme testi sonucu 695.3 N değeri ile kompozit rezin siman/karşıt iki duvar preparasyon grubunda izlenmiştir.

		PREPARASYON ŞEKLİ											
		Kontrol			Tek Duvar			Karşıt İki Duvar			Komşu İki Duvar		
		Min.	Mak.	Ort.	Min.	Mak.	Ort.	Min.	Mak.	Ort.	Min.	Mak.	Ort.
M E T A L	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	285.3N	427.1N	356.2N	198.7N	476.1N	304.9 N	259.5N	576.5N	392.9N	153.1N	402.0N	292.8 N
	Kompozit Rezin Siman	749.8N	1039.8 N	912.2N	695.6N	1135.0N	928.3N	356.7N	1037.7N	714.9N	607.8N	1003.0N	805.2 N
	Kendinden Adeziv Rezin Siman	468.0N	965.5N	663.2N	473.7N	913.6N	682.6N	644.9N	973.8N	741.3 N	607.4N	1074.6N	767.1 N
Z İ R K O N Y A	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	71.4N	299.1N	129.6 N	96.1N	193.8N	138.9N	333.0N	504.8N	430.1 N	28.7N	219.4N	142.7 N
	Kompozit Rezin Siman	169.4N	563.5N	323.6N	160.4N	567.7N	264.1N	450.6N	1118.9N	695.3 N	192.7N	453.8N	271.8 N
	Kendinden Adeziv Rezin Siman	276.0N	422.2N	345.3N	215.4N	405.3N	331.6 N	393.2N	665.5N	507.0 N	137.6N	378.0N	246.9 N

Tablo 3.1 Tüm gruplara ait elde edilen test değerleri



		PREPARASYON ŞEKLİ							
		Kontrol		Tek Duvar		Karşıt İki Duvar		Komşu İki Duvar	
		Ort.	S.S.	Ort.	S.S.	Ort.	S.S.	Ort.	S.S.
Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	Metal	427.1N	109.2	304.9N	94.4	392.9N	96.0	292.8N	87.2
	Zirkonya	129.6N	65.5	138.9N	32.3	430.1N	53.8	142.7N	61.5
Kompozit Rezin Siman	Metal	912.2N	79.0	928.3N	167.8	714.9N	200.0	805.2N	147.1
	Zirkonya	323.6N	127.1	264.1N	121.7	695.3N	201.7	271.8N	78.5
Kendinden Adeziv Rezin Siman	Metal	663.2N	160.5	682.6N	163.1	741.3N	115.9	767.1N	147.3
	Zirkonya	345.3N	50.6	331.6N	63.9	507.0N	80.0	246.9N	70.0

Tablo 3.2 Tüm gruplara ait ortalama ve standart sapma değerleri

Rezin modifiye cam iyonomer siman grubunda ortalama en düşük çekme testi değerini 142.7 N ile zirkonya alt yapı/ komşu iki duvar preparasyon yapılan grupta gözlenirken, en yüksek değer 427.1 N ile metal alt yapı/kontrol grubunda izlenmiştir.

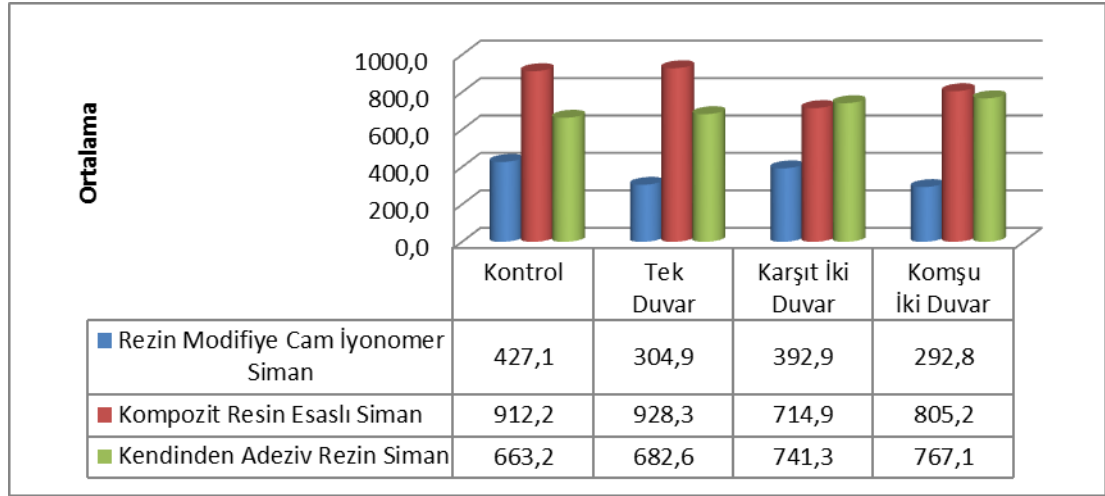
Kompozit rezin siman grubunda ortalama en düşük çekme testi değerini 271.8 N ile zirkonya alt yapı/komşu iki duvar preparasyon yapılan grup gözlenirken, en yüksek değeri 928.3 N ile metal alt yapı/tek duvar preparasyon grubunda izlenmiştir.

Kendinden adeziv rezin siman grubunda ortalama en düşük çekme testi değerini 246.9 N ile zirkonya alt yapı/komşu iki duvar preparasyon yapılan grup gözlenirken, en yüksek değeri 682.6 N ile metal alt yapı/tek duvar preparasyon grubunda izlenmiştir.

### **İstatistik Yöntemi**

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 20.0 paket programı ile değerlendirilmiştir. Verilerin frekans ve yüzdesel dağılımları verilmiştir. Normallik testi sonucunda, gruplar arasında farklılık incelenirken İki'den fazla gruplarda normal dağılmayan değişkenlerde Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H Testi kullanılmıştır. Gruplar arası farklılık incelenirken; anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup  $p < 0,05$  olması durumunda gruplar arası anlamlı farklılığın olduğu,  $p > 0,05$  olması durumunda ise gruplar arası anlamlı farklılığın olmadığı belirtilmiştir. Aşağıda grafik ve tabloda metal alt yapı gruplarında ait ortalama değerler ve istatistiki değerlendirmeler gösterilmiştir.

### Metal alt yapı gruplarında;



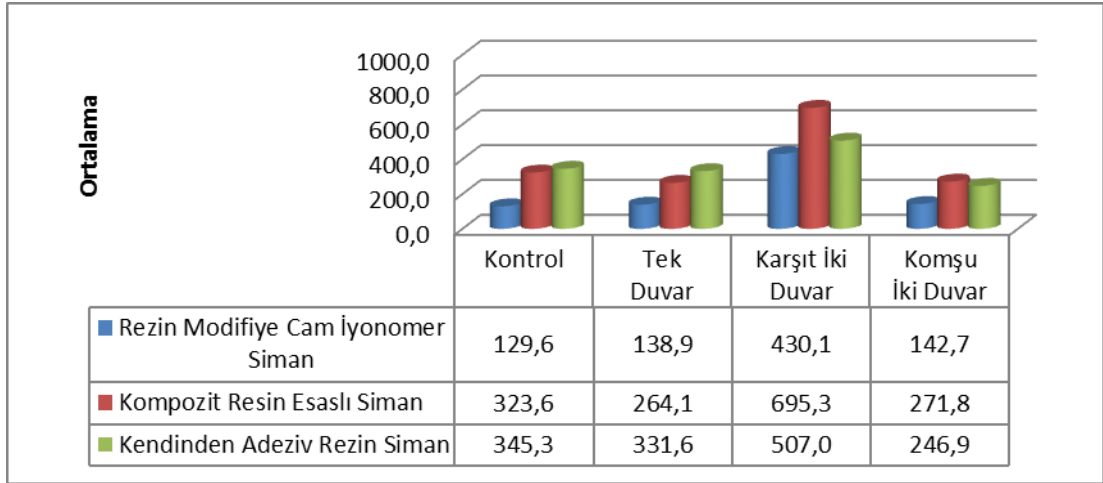
Grafik 3.1 Metal alt yapı gruplarında simanların retansiyon değerlerinin grafiksel görünümü

	Metal Alt Yapı						Kruskal Wallis H Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	SS	Sıra Ort.	H	p
Kontrol	30	667.47	664.94	285.31	1039.76	232.85	65.17	0.844	0.839
Tek Duvar	30	638.59	687.31	198.73	1134.98	296.25	60.63		
Karşıt İki Duvar	30	616.35	641.04	259.53	1037.71	213.03	57.50		
Komşu İki Duvar	30	621.71	640.47	153.10	1074.63	268.36	58.70		
Toplam	120	636.03	651.00	153.10	1134.98	252.21			

Tablo 3.3 Metal alt yapı gruplarında preparasyon şekilleri arasında yapılan istatistiki değerlendirmeler

Preparasyon grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık görülmemektedir ( $p>0.05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte metal alt yapı gruplarında ortalama çekme testi sonuçları genel olarak değerlendirildiğinde kontrol grubunda en yüksek değerler izlenirken bunu tek duvar preparasyon grubu ve komşu iki duvar preparasyon grubu değerleri izlemektedir. Karşıt iki duvar preparasyon grubunda ise en düşük değerler gözlenmiştir.

### Zirkonya alt yapı gruplarında ;



Grafik 3.2 Zirkonya alt yapı gruplarında simanların retansiyon değerlerinin grafiksel görünümü

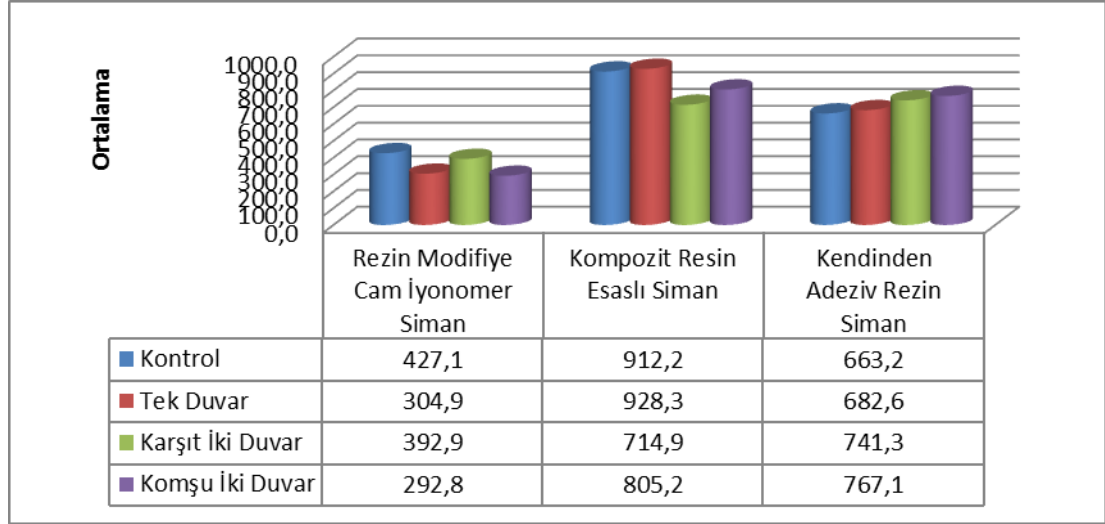
	Zirkonya Alt Yapı						Kruskal Wallis H Testi		
	n	Mean	Media n	Min	Max	SS	Sıra Ort.	H	p
Kontrol	30	266.15	289.46	71.40	563.53	129.86	51.77	58.586	0.000
Tek Duvar	30	244.88	213.64	96.09	567.65	113.04	46.07		
Karşıt İki Duvar	30	544.13	496.77	332.96	1118.87	168.35	102.17		
Komşu İki Duvar	30	220.48	221.93	28.67	453.80	88.54	42.00		
Toplam	120	318.91	295.14	28.67	1118.87	182.63			

Tablo 3.4 Zirkonya alt yapı gruplarında preparasyon şekilleri arasında yapılan istatistiki değerlendirmeler

Preparasyon grupları arasında çekme testi değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık görülmektedir ( $p < 0.05$ ). Çekme testi değerleri karşıt iki duvar preparasyon grubunda komşu iki duvar ve tek duvar preparasyon gruplarına

göre anlamlı derecede daha yüksektir. Aynı zamanda kontrol grubunda çekme testi değeri karşıt iki duvar preparasyon grubuna göre anlamlı derecede daha düşüktür.

### Metal Alt Yapı gruplarında ;



Grafik 3.3 Metal alt yapı gruplarında preparasyon şekline göre retansiyon değerlerinin grafiksel görünümü

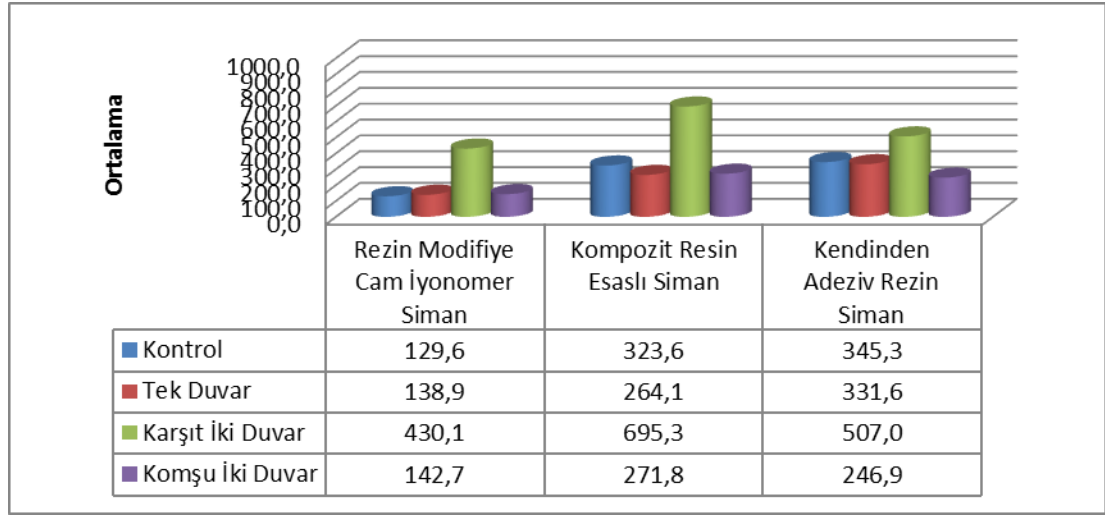
	Metal Alt Yapı						Kruskal Wallis H Testi		
	n	Mea n	Medi an	Min	Max	SS	Sıra Ort.	H	p
Resin modifiye cam iyonomer siman	40	354.41	347.06	153.10	641.49	109.66	22.03	78.139	<b>0.000</b>
Kompozit Resin Siman	40	840.12	872.64	356.74	1134.98	172.68	88.20		
Kendinden Adeziv Resin Siman	40	713.56	693.67	468.04	1074.63	148.39	71.28		
Toplam	120	636.03	651.00	153.10	1134.98	252.21			

Tablo 3.5 Metal alt yapı gruplarında simanlar arasında yapılan istatistiki değerlendirmeler

Siman grupları arasında çekme testi değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık görülmektedir ( $p < 0.05$ ). Çekme testi değeri RMCIS grubu örneklerinde kompozit rezin siman ve kendinden adeziv rezin siman grubuna göre anlamlı derecede daha düşüktür. Aynı zamanda çekme testi değeri kompozit rezin

siman grubunda kendinden adeziv rezin siman grubuna göre anlamlı derecede daha yüksektir.

### Zirkonya Alt Yapı gruplarında;



Grafik 3.4 Zirkonya alt yapı gruplarında preparasyon şekline göre retansiyon değerlerinin grafiksel görünümü

	Zirkonya Alt Yapı						Kruskal Wallis H Testi		
	n	Mea n	Medi an	Min	Max	SS	Sıra Ort.	H	p
Resin Modifiye Cam İyonomer Siman	40	210.34	155.14	28.67	504.80	138.96	36.68	28.308	<b>0.000</b>
Kompozit Resin Siman	40	388.69	299.29	160.42	1118.87	224.99	70.85		
Kendinden Adeziv Resin Siman	40	357.70	345.37	137.62	665.52	114.96	73.98		
Toplam	120	318.91	295.14	28.67	1118.87	182.63			

Tablo 3.6 Metal alt yapı gruplarında simanlar arasında yapılan istatistiki değerlendirmeler

Siman grupları arasında çekme testi değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık görülmektedir ( $p < 0.05$ ). Çekme testi değeri rezin modifiye cam iyonomer siman grubunda kompozit rezin simanı ve kendinden adeziv rezin siman gruplarına göre anlamlı derecede daha düşüktür. Siman grupları genel olarak

değerlendirildiğinde en yüksek çekme testi değeri kompozit rezin simanında gözlenmiştir.

#### 4 TARTIŞMA VE SONUÇ

Günümüz diş hekimliğinde tek diş eksikliği sık karşılaşılan ve ne tür bir endikasyon tercihi ile sonuçlanacağı hekimler arasında değişkenlik gösteren önemli bir diş eksikliği problemidir ve farklı şekillerde tedavi edilebilir. Tedavi seçenekleri arasında rezin bağlı köprüler, sabit protetik restorasyonlar ve implant tedavisi sıralanabilir (Kerschbaum ve ark. 1996, Palmqvist ve Swartz 1993, Romeo ve ark. 2004).

İmplantüstü protetik restorasyonlar yönünde verilen tedavi kararı klinik ve radyografik verilere ve tüm bu tedavilerin uzun dönem sağ kalım ve komplikasyon oranları hakkındaki bilgilere dayanmalıdır. İmplant tedavisiyle ilgili klinik çalışmaların çoğunluğu implant sağ kalımıyla ilgili olup yükleme koşulları ve zamanları ile ilgili alınmış consensus kararları da mevcuttur (Buser ve ark. 1996, Romeo ve ark. 2004, Vigolo ve Givani 2000).

İmplant üstü sabit protezlerde görülen en yaygın teknik komplikasyon 5 yıllık takipli 13 çalışmada dayanak ya da oklüzal vida gevşemesi olarak bildirilmiştir (Henry ve ark. 1996). En yaygın görülen ikinci teknik komplikasyon ise retansiyon kayıplarıdır (Jung ve ark. 2008). Retansiyon implant üstü restorasyonların başarısında önemli bir faktördür ve bu nedenle çalışmamızda implant üstü sabit restorasyonlar retansiyon açısından değerlendirilmiştir.

İmplant üstü simante restorasyonların klinik başarısında retansiyon anahtar faktördür (Breeding ve ark. 1992). Simante tam kronlarda stabilite, kullanılan dayanakların retansiyon ve rezistans formlarına bağlıdır (Potts ve ark. 1980, Shillingburg ve ark. 1997).

Retansiyon restorasyonun yerleştirilme yönünün aksi yönündeki yerinden çıkarıcı kuvvetlere karşı gösterilen direnç olarak tanımlanırken rezistans



restorasyonun stabilitesini artıran ve özellikleri diş preparasyonu ile belirlenen restorasyonun giriş yolu dışındaki kuvvetlere karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır (The Glossary of Prosthodontic Terms 2005).

Restorasyon ve dayanağın yüzey bitim şekli, simanın fiziksel özellikleri, restorasyonun yerleştirilme tekniği, restorasyon yerleştirilirken uygulanan kuvvet ve simantasyon sırasında oluşan çevresel etkenler de retansiyon açısından önemli faktörlerdir (Carter ve Wilson 1996, Jorgensen 1955a, Tjan ve Sarkissian 1986). Bu faktörlerin birçoğu implant destekli protezler için de geçerli olsa da doğal dayanaklar ve implant destekli protezler arasında retansiyon açısından anlamlı farklılıklar da mevcuttur (Mansour ve ark. 2002). Doğal diş dayanaklarında mevcut olan yüzey düzensizlikleri pürüzsüz üretilmiş implant dayanaklarında bulunmaz.

Doğal dayanaklarda retansiyon aksiyal duvarların yüksekliği ve çapı, basamak geometrisi, yüzey alanı ve aksiyal duvarların yaklaşma açısı gibi bir çok faktörden etkilenir (Carter ve Wilson 1996).

Siman tipi, içeriği, simanın vizkozitesi, film kalınlığı, restorasyonun yerleştirilmesi sırasında ve sonrasında uygulanan kuvvet, implant dayanak duvarların açısı, çapı, yüksekliği, yüzey alanı ve yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler implant üstü protezlerde retansiyonu etkiler (Covey ve ark. 2000, Gultekin ve ark. 2013, Guncu ve ark. 2011, Browning ve ark. 2002). Bu anlamda kısa dayanak duvarları ve yüksek toplam dayanak duvarları arasındaki yaklaşma açısı değerleri mekanik retansiyonu azaltır ve retansiyonda simanın önemini artırır (Bernal ve ark. 2003).

İdeal olarak implant destekli restorasyonlarda kullanılan simanlar restorasyon kaybını önleyecek şekilde retansiyon sağlamalıdır fakat istenildiğinde restorasyon dayanağa, implanta ve implant çevresi dokulara zarar vermeden çıkarılabilmelidir (Pan ve ark. 2006). Restorasyonlar çıkarılmak istenildiğinde restorasyona, implanta ve implant dayanağına zarar vermeden bu işlemin gerçekleştirilebilmesi için önceleri simantasyonda geçici simanların kullanımı tavsiye edilmiştir (Breeding ve ark. 1992,

Heinemann ve ark. 2006). Fakat geçici simanlar düşük gerilme dayanımları ve yüksek çözünürlük gibi kötü fiziksel özelliklere sahiptir. Farklı protokoller ve çalışma sonuçlarına göre implant üstü protezlerde siman seçimi hala tartışmalıdır (Breeding ve ark. 1992, Clayton ve ark. 1997, GaRey ve ark. 1994, Heinemann ve ark. 2006, Kerby ve ark. 1992, Ramp ve ark. 1999) ve retansiyon açısından birincil öneme sahiptir ve her vakanın gereksinimleri ve dayanak geometrisi değerlendirilerek siman tercihi yapılmalıdır (Hebel ve Gajjar 1997).

Genel olarak simanların doğal dişle olan bağlanma dayanımları çürük ve yüzey düzensizlikleri göstermeyen titanyum implant dayanaklarından daha fazladır (Misch 2005a). Bu nedenle implant destekli restorasyonlarda siman seçilirken doğal dişlere oranla daha güçlü simanlar tercih edilmelidir (Proussaefs ve ark. 2004).

Mansour ve ark. (2002) yaptıkları çalışmalarında implant üstü ve doğal dayanaklarda siman seçiminin farklı olması gerektiğini belirtmişlerdir. Zirkonya seramik restorasyonların simantasyonunda geleneksel adeziv simantasyondan faydalanılabileceği gibi geleneksel simanlar da kullanılabilir (Tinschert ve ark. 2001).

Çalışmamızda implant üstü restorasyonlarda farklı alt yapılarda ve farklı dayanak preparasyonlarında çeşitli simanların retansiyona olan etkisi değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda rezin modifiye cam iyonomer siman, kompozit rezin siman ve kendinden adeziv rezin siman kullanılmıştır. Bu üç siman içerisinde genel olarak en düşük retansiyon değerleri rezin modifiye cam iyonomer simanda gözlenirken en yüksek değerler kompozit rezin simanda gözlenmiştir.

Çalışmamıza göre zirkonya alt yapılarda, dayanaklarda preparasyon yapılmadığında ve tek duvarda preparasyon yapıldığında kendinden adeziv rezin siman en başarılı siman olarak bulunurken; rezin modifiye cam iyonomer siman en düşük başarı oranını göstermiştir. Aynı şartlarda karşıt iki duvarda preparasyon

yapıldığında yine en düşük başarı oranını rezin modifiye cam iyonmer siman gösterirken; en yüksek başarı oranı kompozit rezin simanlargöstermiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre zirkonya alt yapılarda dayanaklarda komşu iki duvarda preparasyon yapıldığında rezin modifiye cam iyonmer simanda en düşük çekme testi değeri gözlenmiştir. Yine aynı şartlarda kompozit rezin siman ve kendinden adeziv rezin siman arasında retansiyon açısından fark bulunamamıştır. Bu sonuçlar ışığında zirkonya alt yapılar söz konusu olduğunda dayanaklarda komşu iki duvar preparasyonu yapıldığında rezin modifiye cam iyonmer kullanılması tavsiye edilmemekle birlikte kolay kullanımları nedeniyle kendinden adeziv rezin simanlar tercih edilebilir.

Çalışmamız sonuçlarına göre metal alt yapılar söz konusu olduğunda dayanaklarda preparasyon yapılmadığında, tek duvarda ve komşu iki duvarda preparasyon yapıldığında en başarılı siman kompozit rezin simanlar bulunurken; kendinden adeziv rezin simanlar rezin modifiye cam iyonmer simanlardan daha başarılı bulunmuştur. Aynı şartlarda karşıt iki duvar preparasyonu yapılan grupta kendinden adeziv rezin siman kompozit rezin siman ve rezin modifiye cam iyonmer simandan daha başarılıdır. Bu veriler ışığında dayanağın geometrik şeklinin kendinden adeziv rezin simanda tutuculuğu kompozit rezin simana göre daha fazla etkilediği sonucuna varılabilir.

Carnaggio ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada titanyum dayanaklarda 2 farklı kendinden adeziv rezin siman, rezin modifiye cam iyonmer siman ve iki farklı geçici simanı retansiyon açısından karşılaştırmışlardır. En yüksek retansiyon değerini kendinden adeziv rezin siman (Rely X Unicem) göstermiş olup adeziv rezin simanlar, retansiyonları daha çok mekanik retansiyona bağlı olan geçici simanlar ve rezin modifiye cam iyonmer simanlardan anlamlı derecede yüksek değerler göstermişlerdir. Resin modifiye cam iyonmer siman geçici simanlara yakın değerler göstermiştir. Bu sonucu resin modifiye cam iyonmer simanların zamanla dayanıklılığının artmasıyla açıklamışlardır çünkü çalışmada testler örneklerin simantasyonundan 24 saat sonra yapılmıştır. Bizim çalışmamızda da örnekler

simantasyondan 24 saat sonra test edilmiştir ve bu durum çalışmamızın sınırlamalarından biridir.

Nejatidanesh ve ark. (2013) implant üstü protezlerde zirkonya alt yapılarda farklı simanların retansiyonun değerlendirdikleri çalışmada rezin simanlar, geleneksel ve geçici simanlara göre anlamlı derecede daha yüksek retansiyon değerleri göstermişlerdir. Çinko fosfat siman, rezin modifiye cam iyonomer ve kompozit rezin simanlardan daha düşük retansiyon değeri göstermiştir.

Maeyama ve ark. (2005) implant üstü restorasyonlarda prefabrike dayanaklarda metal alt yapıların retansiyonunu değerlendirdikleri bir çalışmada 5 farklı siman kullanmışlardır. Çalışmalarında kompozit rezin simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanların geleneksel simanlardan anlamlı derecede yüksek retansiyon değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca kompozit rezin simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer siman birbirlerine yakın değerler göstermişlerdir.

Ernst ve ark. (1998) rezin simanlarda retansiyonu artırmak için bazı sistemlerin kombine kullanılmasını tavsiye etmişlerdir. Dayanak yüzeyinin düzgün bir şekilde kaplanması veya kumlama işlemi ya da bu iki işlemin birlikte uygulanması retansiyonu artırmaya yardımcı olur. Bu nedenle çalışmamızda retansiyonu artırmak için dayanaklar 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumuyla kumlanmıştır.

İmplant dayanaklarının tasarım şekli birçok açıdan doğal dişe benzese de vida boşluğu iki dayanak arasındaki büyük farklılıklardan biridir. Pamuk, güta perka, polivinil siloksan, otopolimerizan akrilik rezin, kompozit, politetrafloretillen ve geçici dolgu maddeleri vida boşluğunun bir kısmının veya tamamının doldurulmasında kullanılabilir (Moraguez ve Belser 2010, Taylor ve ark. 2004, Weininger ve ark. 2008).

Vida boşluğunun simanla temas ettiği alan kısa implantlarda çok küçük olsa da, bu boşluğu doldurmak için kullanılan materyal retansiyonu etkileyebilir (Chu ve ark. 2005, Emms ve ark. 2007).

Çakan ve ark. (2014) implant vida boşluğunun farklı materyallerle doldurulduğunda retansiyona olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında boşluğu doldurmak için kompozit, ışıkla sertleşen geçici dolgu maddesi, geçici dolgu maddesi, polivinilsiloksan ve politetrafloretillen kullanmışlardır. Çalışma sonunda vida boşluğunun kompozitle doldurulduğu grupta en yüksek retansiyon değeri gözlenmiştir. Çalışmamızda da vida boşluklarını doldurmak için kompozit rezin kullanılmıştır.

Wolfart ve ark. (2006) metal alt yapıların titanyum dayanaklarda retansiyonunu değerlendirdikleri çalışmada kendinden adeziv rezin simanın polikarboksilat siman kadar yüksek bağlanma dayanımı gösterdiklerini belirtmişlerdir. Aynı zamanda kendinden adeziv rezin siman cam iyonomer, çinko fosfat ve çinko oksit öjenol simanlardan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir .

Kim ve ark. (2006) kullanılan daimi siman tipi ve yüzey hazırlıklarının implant üstü sabit protezlerde retansiyon için önemli olduğunu belirtmişlerdir. Kunt ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada bu sonuçları desteklemişlerdir.

Kısa implant dayanaklarında farklı yüzey uygulamalarının retansiyona etkisinin araştırıldığı bir çalışmada kompozit rezin siman ve çinko polikarboksilat siman test edilmiştir. Çalışmada en yüksek retansiyon değeri metal alt yapılara ve dayanaklara kumlama işleminin uygulandığı ve alloy primer uygulanan Panavia rezin F2.0 rezin simanın kullanıldığı grupta gözlenmiştir (Sadig ve Al Harbi 2007).

Palacios ve ark. (2006) çekilmiş dişlerde kron retansiyonun değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada zirkonya alt yapılar kullanılmış ve alt yapılar alüminyum oksitle kumlanmıştır. Alt yapılar rezin modifiye cam iyonomer ( Rely X Luting), kompozit

rezin ( Panavia F2.0 ve ED Primer A&B) ve kendinden adeziv resin simanla ( Rely X Unicem) yapıştırılmıştır. Bu çalışmada kompozit resin ve kendinden adeziv resin simanda en yüksek retansiyon değerleri gözlenmiştir. Ayrıca çalışma sonuçlarına göre resin simanın seramikle olan bağlantısının dişle olan bağlantısından daha yüksek olduğu bildirilmiştir.

Mansour ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada implant dayanakları üzerine üretilen metal alt yapıların retansiyonunu altı farklı siman ile test etmişlerdir. Kompozit resin simanlarda en yüksek bağlanma dayanımı gözlenirken, geçici simanlarda en düşük bağlanma dayanımı gözlenmiştir.

Squier ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada titanyum dayanaklarda metal alt yapıların retansiyonuna farklı simanların etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmada dayanakların bir kısmı anotlanmış diğer bir kısmına ise herhangi ekstra bir işlem yapılmamıştır. Her iki dayanakta da en yüksek retansiyon değeri kompozit resin simanda gözlenirken resin modifiye cam iyonomer ve çinko fosfat simanlarda ikinci en yüksek retansiyon değerleri gözlenmiştir. Bu çalışmada cam iyonomer ve öjenol içermeyen çinko fosfat simanda en düşük değerler gözlenmiştir

Benzer bir çalışmada titanyum dayanaklarda zirkonya alt yapıların retansiyonu değerlendirilmiştir. sonuçlara göre titanyum dayanaklarda zirkonya alt yapı kullanıldığında kompozit resin siman kullanılması ve hava basıncıyla yüzey aşındırılması yapılması retansiyonu ciddi anlamda artırmaktadır (Ebert ve ark. 2007). Çalışmamızda da zirkonya alt yapılarda preparasyon şekli farketmeksizin kompozit resin simanda en yüksek retansiyon değeri gözlenmiştir.

Metal-seramik restorasyonlar yıllardır doğal dişler ve implant üstü protezlerde kullanılan ve altın standart olarak kabul edilen restorasyonlardır (De Backer ve ark. 2006, Napankangas ve Raustia 2008, Walton 1999). Hastaların estetik ve biyouyumluluk konusunun farkındalıklarının artmasıyla metal içermeyen çözümlere olan eğilim de artmıştır (Reiss 2007). Bu istekleri karşılayacak tam seramik sistemlerin estetik başarıyı (Raigrodski ve Chiche 2001) artırırken biyomekanik

özellikler ve uzun ömürlülük açısından metal destekli restorasyonlar ile yakın değerler göstermeleri gerekir (Denry ve ark. 1998, Eliades ve ark. 2003, Walton 2002).

Zirkonya seramikler yüksek dayanıklılık, mükemmel mekanik özellikler ve biyouyumluluk gibi bir çok avantaja sahiptir (Little ve Graham 2004, Luthardt ve ark. 2002, Piconi ve Maccauro 1999) ve son zamanlarda implant destekli restorasyonlarda da sıkça kullanılmaktadır (Ernst ve ark. 2005).

Zirkonya seramiklerin doğal dişlerde gösterdiği retansiyon hakkında çalışmalar bulunmaktadır (Ernst ve ark. 2005, Palacios ve ark. 2006) fakat zirkonya seramiklerin implant üstü restorasyonlar da retansiyonunu değerlendirilen çalışmalar nisbeten daha azdır (Nejatidanesh ve ark. 2013). Bu nedenle çalışmamızda implant üstü restorasyonlarda metal ve zirkonya alt yapılar retansiyon açısından değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda metal alt yapılarla zirkonya alt yapılar arasında anlamlı derecede farklılık görülmektedir. Sonuçlara göre tüm siman tiplerinde ve dayanak preperasyon şekillerinde metal alt yapılar zirkonya alt yapılardan retansiyon açısından daha başarılı bulunmuştur.

Metal ve zirkonya alt yapılarda en düşük çekme testi değerleri rezin modifiye cam iyonomer simanlarda gözlenmiştir. Ayrıca metal alt yapılarda kompozit rezin siman kendinden adeziv rezin simana göre daha başarılı bulunurken zirkonya alt yapılarda bu iki siman arasında fark görülmemektedir.

Jung ve ark. (2008) 27 çalışmayı değerlendikleri sistematik derlemede toplamda 1558 implant üstü tek üye restorasyonu sağ kalım oranı ve komplikasyonlar açısından değerlendirmişlerdir. Bu meta-analiz çalışmasında 5 yıllık sağ kalım oranı %94.5 olarak bulunmuştur. Yapılan bu çalışmada metal destekli implant üstü restorasyonlar tam seramik kronlardan daha başarılı bulunmuştur. Çalışmamızda

metal destekli restorasyonlar zirkonya seramik alt yapılar bu çalışmadan farklı olarak retansiyon açısından değerlendirilmiş ve metal alt yapılarda zirkonya seramik alt yapılara göre anlamlı derecede daha yüksek başarı oranı gözlenmiştir.

Schwarz ve ark. (2012) 5.8 yıllık takipli çalışmalarında 232 implant destekli tek üye sabit restorasyonu değerlendirmişlerdir. 177 tek üye restorasyonda (%76.3) herhangi bir teknik komplikasyon görülmemiştir. En yaygın görülen komplikasyon 30 tek üye restorasyonda görülmüştür ve porselen kırığıdır tam seramik mi metal seramik mi, ikinci en yaygın komplikasyon ise retansiyon kaybıdır ve 27 tek üye restorasyonda görülmüştür. Retansiyon kaybı görülen 27 restorasyonun 17'si geçici simanla yapıştırılmıştır. Bu retansiyon kaybı yaşanan 27 restorasyonun 23 tanesi metal-seramik, 4 tanesi ise tam seramik restorasyondur. Toplam sağ kalım oranı m seramikler için %86.8 iken metal-seramik restorasyonlarda bu oran %98.3 oltaarak bulunmuştur.

Hosseini ve ark. (2013) tam seramik ve metal destekli implnat üstü tek üye restorasyonların klinik başarısını karşılaştırdıkları prospektif çalışmalarında en yaygın görülen teknik komplikasyon olarak retansiyon kaybını belirtmişlerdir. Bu çalışmanın aksine Jung ve ark. (2008) ve Sailer ve ark. (2007) çalışmalarında vida gevşemesini en yaygın teknik komplikasyon olarak bildirmişlerdir. Çalışmalar arasındaki bu farklılık Hosseini ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada tüm dayanakların torklanmış olmasıyla açıklanmıştır. Ayrıca bu çalışmada retansiyon kaybı posterior restorasyonlarda daha fazla görülmüştür. Bu sonuç posterior bölgedeki dayanak yüksekliğinin daha kısa olması ve anterior bölgeye göre daha fazla kuvvetin posterior bölgede görülmesiyle açıklanabilir.

Muche ve ark. (2003) 46 implant destekli tek üye restorasyonu değerlendirdikleri uzun dönem takipli prospektif çalışmada 3 yıllık takip sonunda %86.4 başarı oranı bildirmişlerdir. Tam seramiklerde 2 yıllık başarı oranı %80.8, 4.4 yıllık başarı oranı %69.8 olarak bildirilirken, metal destekli restorasyonlarda 2 yıllık başarı oranı %95.8, 5.8 yıllık başarı oranı ise %78.2 olarak bildirilmiştir



Prepare edilen dayanağın geometrik şekli protetik restorasyonun retansiyonu açısından önemlidir (Satterthwaite 2006). İmplant dayanak boyutu kron retansiyonu açısından önemli bir faktördür. Fakat dayanak genişliği ve yüksekliği kron retansiyonunda total yüzey alanından daha önemlidir (Covey ve ark. 2000).

Total yüzey alanı, dayanak yüksekliği ve genişliği de retansiyonu etkileyen parametrelerdir. Çalışmalarda retansiyon açısından dayanak genişliği ve yüksekliğinin total yüzey alanından daha önemli olduğu bildirilmiştir ve bu yükseklik siman başarısızlığını önemli derecede etkiler (Kent ve ark. 1997, Kent ve ark. 1996).

Cano-Batalla ve ark. (2012) dayanak yüksekliği, yüzey pürüzlülüğü ve siman tipinin implant üstü restorasyonlarda retansiyona olan etkisini inceledikleri çalışmalarında dayanak yüksekliğinin rezin simanlarda ve çinko oksit öjenol simanda retansiyonu anlamlı derecede etkilediğini belirtmişlerdir.

Saleh Saber ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada dar ve geniş implant dayanaklarında yüksekliğin retansiyona olan etkisini araştırmışlardır. Dar ve geniş dayanakların her ikisinde de yüksekliğin artırılmasının tutuculuğu artırdığını belirtmişlerdir ve daha fazla yüzey alanına sahip geniş dayanakların tutuculuk açısından dar dayanaklarla bir farkı olmadığı sonucuna varmışlardır. (Darveniza ve ark. 1987) doğal dişlerde yaptıkları benzer çalışmada da aynı sonuçları elde etmişlerdir.

Çalışmamızda zirkonya alt yapılarda siman farkı gözetilmeksizin karşıt iki duvar preparasyon yapılan dayanaklarda diğer preparasyon yapılan dayanaklara göre anlamlı derecede yüksek çekme testi değerleri gözlenirken hiç preparasyon yapılmayan kontrol grubunda ise en düşük çekme testi değerleri gözlenmiştir. Kontrol grubunda en düşük çekme testi değerleri gözlenmesi zirkonya alt yapılarda toplam yüzey alanının tutuculuk açısından en önemli faktör olmadığı ve zirkonya alt yapıların titanyum yüzeylere oranla kompozit yüzeylerle bağlantısının daha iyi olduğu şeklinde yorumlanabilir.

Karşıt iki duvar preparasyonu yapılan grupla komşu iki duvar preparasyonu yapılan grupta dayanakların toplam titanyum yüzey alanı ve toplam kompozit yüzey alanı aynı olmasına karşın karşıt iki duvarda daha yüksek değerlerin gözlenmesi, zirkonya alt yapılarda dayanakların paralel duvarlara sahip olması retansiyon açısından olumlu etki gösterdiği şeklinde yorumlanabilir. Ayrıca karşıt iki duvar preparasyonu giriş yolunu sınırlayarak da retansiyon değerini artırabilir.

Çalışmamız sonuçlarına göre metal alt yapılarda siman tipi farketmeksizin preparasyon şekilleri arasında çekme testi değerleri açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Fakat istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte kontrol grubunda daha yüksek çekme testi değerleri gözlenmiştir. Bu sonuç metal-metal bağlantısının metal-kompozit bağlantısından daha iyi olduğu şeklinde yorumlanabilir.

Tan ve ark. (2012) dayanak aksiyal duvarlarında yapılan modifikasyonların retansiyona olan etkisini araştırmışlardır. Bu çalışmada siman tipi olarak sadece çinko fosfat siman ve alt yapı olarak sadece metal alt yapı kullanılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek retansiyon değeri karşıt iki duvara sahip dayanaklarda gözlenirken hiç preparasyon yapılmayan dört duvara sahip dayanaklarda en düşük retansiyon değeri gözlenmiştir. Bu çalışmaya göre en fazla yüzey alanına sahip olan tek duvar preparasyonu yapılan grupta ikinci en yüksek retansiyon değeri gözlenmiştir. Ayrıca ikinci en yüksek yüzey alanına sahip olan preparasyon yapılmayan grupta ise en düşük retansiyon değeri gözlenmiştir.

Çalışmamızda implant üstü sabit protezlerde metal alt yapılarda rezin modifiye cam iyonomer siman kullanıldığında kontrol grubunda en yüksek çekme testi değerleri gözlenmiştir. Metal alt yapılarda rezin modifiye cam iyonomer siman kullanıldığında gerekli olmadığı takdirde dayanaklarda preparasyon yapılmaması retansiyonu artıracaktır. Preparasyon yapılacaksa da karşıt iki duvar preparasyonu komşu iki duvar veya tek duvar preparasyonuna tercih edilmelidir.

İmplantüstü zirkonya alt yapılarda ise rezin modifiye cam iyonmer siman kullanıldığında karşıt iki duvar preparasyon grubunda en yüksek çekme testi değerleri gözleendiği unutulmamalıdır.

Çalışmamızda simanlar arasında en yüksek çekme testi değerleri kompozit rezin simanlarda gözlenmiştir. İmplant üstü sabit restorasyonlarda, metal alt yapılardan kompozit rezin simanla yapıştırılan gruplar arasında kontrol grubunda en yüksek çekme değerleri gözlenirken zirkonya alt yapılarda ise karşıt iki duvar preparasyonu yapılan grupta daha yüksek çekme testi değerleri gözlenmiştir. Sonuçlara göre kompozit rezin siman kullanıldığında metal alt yapılı sabit restorasyonlarda dayanaklarda preparasyon yapılmaması, zirkonya alt yapılı restorasyonlarda ise dayanaklarda karşıt iki duvarda preparasyon yapılması retansiyonu olumlu yönde etkiler.

Çalışmamızda kendinden adeziv rezin simanda metal alt yapılarda dayanaklarda farklı preparasyon şekilleri arasında çekme testi değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamazken zirkonya alt yapılarda karşıt iki duvar preparasyonu yapılan grupta daha yüksek çekme testi değerleri gözlenmiştir.

Sonuç olarak;

1. İmplant destekli metal alt yapılı sabit restorasyonlarda dayanaklarda yapılan preparasyon şeklinin retansiyonu anlamlı derecede etkilemediği gözlenmiştir.
2. Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda ise titanyum dayanaklarda yapılan preparasyon şeklinin retansiyonu etkilediği gözlenmiştir.
3. İmplant üstü sabit restorasyonlarda kullanılan alt yapı farketmeksizin retansiyonun toplam yüzey alanıyla direk bağlantılı olmadığı gözlenmiştir.

4. İmplant üstü sabit restorasyonlarda metal ve zirkonya alt yapılarda rezin modifiye cam iyonomer siman kompozit rezin siman ve kendinden adeziv rezin simana göre daha az başarılı olduğu gözlenmiştir.
5. İmplantüstü restorasyonlarda alt yapı farketmeksizin kompozit rezin simanlar ve kendinden adeziv rezin simanlar arasında retansiyon açısından anlamlı fark olmadığı gözlenmiştir. Kullanım kolaylığı nedeniyle kendinden adeziv rezin simanların kullanımı tercih edilebilir.
6. Retansiyon açısından titanyum dayanaklar kullanıldığında metal alt yapıların zirkonya alt yapılardan daha başarılı olduğu gözlenmiştir. İmplant üstü restorasyonlarda tutuculuk problemi yaşanan vakalarda metal destekli restorasyonlar zirkonya alt yapıli restorasyonlara tercih edilebilirler.

## 5 KAYNAKLAR

(1998) The CAD/CAM hall of fame, American Machinist

(2002) ADA survey reveals increase in dental implants over five-year period.

(2004) For the dental patient. Missing a tooth? A single-tooth implant may be for you. J Am Dent Assoc,135,1499.

(2005) The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent,94,10-92.

3M. (2009) 3M ESPE RelyXTM Luting Cement Kullanım Kılavuzu, 3M ESPE Dental Products.

3SHAPE. (2014) 3Shape Dental System.

ABDALLA AI, FEILZER AJ. (2008) Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. J Dent,36,611-617.

ABDUO J, LYONS K, SWAIN M. (2010) Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil,37,866-876.

ADELL R. (1983) Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. J Prosthet Dent,50,251-254.

ADELL R, ERIKSSON B, LEKHOLM U, BRANEMARK PI, JEMT T. (1990) Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants,5,347-359.

- AL-FADDA SA, ZARB GA, FINER Y. (2007) A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont*,20,125-131.
- ALLEN F, MCMILLAN A. (2002) Food selection and perceptions of chewing ability following provision of implant and conventional prostheses in complete denture wearers. *Clin Oral Implants Res*,13,320-326.
- ANDERSSON M, CARLSSON L, PERSSON M, BERGMAN B. (1996) Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*,76,187-193.
- ANUSAVICE K, SHEN C, RAWLS H. (2012a) *Dental Casting Alloys and Metal Joining*, Phillips' Science of Dental Materials, Elsevier, Philadelphia.
- ANUSAVICE K, SHEN C, RAWLS H. (2012b) *Dental Ceramics*, Phillips' Science of Dental Materials, Elsevier, Philadelphia. pp. 418-473.
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS RH. (2012c) *Phillips' Science of Dental Materials*. 12 ed. Elsevier, Philadelphia.
- ARUN K. (2010) *The Historical Development of Dental Implants, Implant Dentistry A Practical Approach*, Mosby Elsevier, UK. pp. 1-13.
- ARVIDSON K, WROBLEWSKI R. (1978) Migration of metallic ions from screwposts into dentin and surrounding tissues. *Scand J Dent Res*,86,200-205.
- ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A. (2006) Bonding of dual-curing resin cements to dentin. *J Adhes Dent*,8,299-304.
- AVIVI-ARBER L, ZARB GA. (1996) Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*,11,311-321.

- BELSER UC, BUSER D, HESS D, SCHMID B, BERNARD JP, LANG NP. (1998) Aesthetic implant restorations in partially edentulous patients--a critical appraisal. *Periodontol* 2000,17,132-150.
- BERNAL G, OKAMURA M, MUNOZ CA. (2003) The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont*,12,111-115.
- BESIMO C, JEGER C, GUGGENHEIM R. (1997) Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont*,10,541-546.
- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*,204,505-511.
- BEUER F, AGGSTALLER H, EDELHOFF D, GERNET W, SORENSEN J. (2009) Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*,25,94-102.
- BIENIEK KW, MARX R. (1994) [The mechanical loading capacity of new all-ceramic crown and bridge materials]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*,104,284-289.
- BINDL A, MORMANN WH. (2004) Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci*,112,197-204.
- BIRNBAUM N, AARONSON H, STEVENS C. (2009) 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. . *Inside Dentistry* 5.
- BLATZ MB, SADAN A, BLATZ U. (2003) The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. *Quintessence Int*,34,542-547.
- BLATZ MB, SADAN A, MARTIN J, LANG B. (2004) In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*,91,356-362.

- BRANEMARK PI, SVENSSON B, VAN STEENBERGHE D. (1995) Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*,6,227-231.
- BREEDING LC, DIXON DL, BOGACKI MT, TIETGE JD. (1992) Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent*,68,737-741.
- BRODBECK U. (2003) The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent*,15,10-23; discussion 24.
- BROWNING WD, NELSON SK, CIBIRKA R, MYERS ML. (2002) Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int*,33,95-100.
- BUMGARDNER JD, LUCAS LC. (1995) Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. *J Dent Res*,74,1521-1527.
- BURGESS JO, GHUMAN T, CAKIR D. (2010a) Critical Appraisal Self-Adhesive Resin Cements. *Journal Compilation*,22,412-419.
- BURGESS JO, GHUMAN T, CAKIR D. (2010b) Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent*,22,412-419.
- BURKE FJ, ALI A, PALIN WM. (2006) Zirconia-based all-ceramic crowns and bridges: three case reports. *Dent Update*,33,401-402, 405-406, 409-410.
- BUSER D, DULA K, LANG NP, NYMAN S. (1996) Long-term stability of osseointegrated implants in bone regenerated with the membrane technique. 5-year results of a prospective study with 12 implants. *Clin Oral Implants Res*,7,175-183.
- CAKAN U, GULTEKIN P, GUNCU MB, CANAY S. (2014) Effect of screw access channel filling materials on uniaxial retentive force of cement-retained implant restorations. *Aust Dent J*,59,65-69.



- CAMERON SM, MORRIS WJ, KEESEE SM, BARSKY TB, PARKER MH. (2006) The effect of preparation taper on the retention of cemented cast crowns under lateral fatigue loading. *J Prosthet Dent*,95,456-461.
- CANO-BATALLA J, SOLIVA-GARRIGA J, CAMPILLO-FUNOLLET M, MUNOZ-VIVEROS CA, GINER-TARRIDA L. (2012) Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants*,27,36-41.
- CARLSON B, CARLSSON GE. (1994) Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*,9,90-94.
- CARNAGGIO TV, CONRAD R, ENGELMEIER RL, GERNGROSS P, PARAVINA R, PEREZOUS L, POWERS JM. (2012) Retention of CAD/CAM all-ceramic crowns on prefabricated implant abutments: an in vitro comparative study of luting agents and abutment surface area. *J Prosthodont*,21,523-528.
- CARTER GM, HUNTER KM, HERBISON P. (1997) Factors influencing the retention of cemented implant-supported crowns. *N Z Dent J*,93,36-38.
- CARTER SM, WILSON PR. (1996) The effect of die-spacing on crown retention. *Int J Prosthodont*,9,21-29.
- CEREC. (2014) CAd-CAM for everyone.
- CHEE W, JIVRAJ S. (2006) Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J*,201,501-507.
- CHEE W, FELTON DA, JOHNSON PF, SULLIVAN DY. (1999) Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants*,14,137-141.
- CHEVALIER J. (2006) What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*,27,535-543.

- CHICHE GJ, PINAULT A. (1991) Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont*,4,37-44.
- CHO E, KOPEL H, WHITE SN. (1995) Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int*,26,351-358.
- CHRISTEL P, MEUNIER A, HELLER M, TORRE JP, PEILLE CN. (1989) Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*,23,45-61.
- CHRISTENSEN GJ. (1986) The use of porcelain-fused-to-metal restorations in current dental practice: a survey. *J Prosthet Dent*,56,1-3.
- CHRISTENSEN GJ. (2005) The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc*,136,343-346.
- CHU KM, TREDWIN CJ, SETCHELL DJ, HEMS E. (2005) Effect of screw hole filling on retention of implant crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*,13,154-158.
- CLAYTON GH, DRISCOLL CF, HONDRUM SO. (1997) The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*,12,660-665.
- COVEY DA, KENT DK, ST GERMAIN HA, JR., KOKA S. (2000) Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*,83,344-348.
- DARLE C. (2003) Honoring a pioneer. *Int J Periodontics Restorative Dent*,23,311.
- DARVENIZA M, BASFORD KE, MEEK J, STEVENS L. (1987) The effects of surface roughness and surface area on the retention of crowns luted with zinc phosphate cement. *Aust Dent J*,32,446-457.

- DAVIDOWITZ G, KOTICK PG. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*,55,559-570, ix.
- DE BACKER H, VAN MAELE G, DE MOOR N, VAN DEN BERGHE L, DE BOEVER J. (2006) An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts. *Int J Prosthodont*,19,136-142.
- DEGRANGE M, SADOON M, HEIM N. (1987) [Dental ceramics. Part 2: The new ceramics]. *J Biomater Dent*,3,61-69.
- DENRY IL, HOLLOWAY JA, ROSENSTIEL SF. (1998) Effect of ion exchange on the microstructure, strength, and thermal expansion behavior of a leucite-reinforced porcelain. *J Dent Res*,77,583-588.
- DIAZ-ARNOLD AM, VARGAS MA, HASELTON DR. (1999) Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*,81,135-141.
- DURET F, PRESTON JD. (1991) CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*,1,150-154.
- DURET F, BLOUIN JL, DURET B. (1988) CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*,117,715-720.
- EBERT A, HEDDERICH J, KERN M. (2007) Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*,22,921-927.
- EDELHOFF D, OZCAN M. (2007) To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res*,18 Suppl 3,193-204.
- EL-MOWAFY OM, FENTON AH, FORRESTER N, MILENKOVIC M. (1996) Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height. *J Prosthet Dent*,76,524-529.

- ELIADES G, ELIADES T, BRANTLEY W, A,. (2003) Ceramic behavior under different environmental and loading conditions., *Dental Materials In Vivo: Aging and Related Phenomena.* , Quintessence, Chicago. pp. 35-45.
- EMMS M, TREDWIN CJ, SETCHELL DJ, MOLES DR. (2007) The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont*,16,3-9.
- ERNST CP, COHNEN U, STENDER E, WILLERSHAUSEN B. (2005) In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*,93,551-558.
- FELTON DA, KANOY BE, WHITE JT. (1987) The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent*,58,292-296.
- FRADEANI M, REDEMAGNI M. (2002) An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*,33,503-510.
- FRADEANI M, D'AMELIO M, REDEMAGNI M, CORRADO M. (2005) Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*,36,105-113.
- FRANKENBERGER R, TAY FR. (2005) Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater*,21,397-412.
- FRITZSCHE J. (2003) Zirconium oxide restorations with the DCS precident system. *Int J Comput Dent*,6,193-201.
- GALLUCCI GO, GRUTTER L, NEDIR R, BISCHOF M, BELSER UC. (2011) Esthetic outcomes with porcelain-fused-to-ceramic and all-ceramic single-implant crowns: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*,22,62-69.

- GAREY DJ, TJAN AH, JAMES RA, CAPUTO AA. (1994) Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments. *J Prosthet Dent*,71,124-132.
- GARVIE RC HR, PASCOE RT. (1975) Ceramic steel? *Nature*,258,703-704.
- GILBOE DB, TETERUCK WR. (1974) Fundamentals of extracoronal tooth preparation. Part I. Retention and resistance form. *J Prosthet Dent*,32,651-656.
- GORACCI C, CURY AH, CANTORO A, PAPANICHI F, TAY FR, FERRARI M. (2006) Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent*,8,327-335.
- GUESS PC, ATT W, STRUB JR. (2012) Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*,14,633-645.
- GUICHET DL, CAPUTO AA, CHOI H, SORENSEN JA. (2000) Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*,15,239-246.
- GULTEKIN P, GULTEKIN BA, AYDIN M, YALCIN S. (2013) Cement selection for implant-supported crowns fabricated with different luting space settings. *J Prosthodont*,22,112-119.
- GUNCU MB, CAKAN U, CANAY S. (2011) Comparison of 3 luting agents on retention of implant-supported crowns on 2 different abutments. *Implant Dent*,20,349-353.
- GÜREL G. (2003) The science and art of porcelain laminate veneers. Quintessence Publishing Co Ltd., London.
- HEBEL KS, GAJJAR RC. (1997) Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*,77,28-35.

- HEGDE R, LEMONS JE, BROOME JC, MCCRACKEN MS. (2009) Validation of strain gauges as a method of measuring precision of fit of implant bars. *Implant Dent*,18,151-161.
- HEINEMANN F, MUNDT T, BIFFAR R. (2006) Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *J Craniomaxillofac Surg*,34 Suppl 2,86-90.
- HENKEL GL. (2007) A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent*,28,422-424, 426-428, 430-421.
- HENRY PJ, LANEY WR, JEMT T, HARRIS D, KROGH PH, POLIZZI G, ZARB GA, HERRMANN I. (1996) Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*,11,450-455.
- HICKEL R, DASCH W, MEHL A, KREMERS L. (1997) CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J*,47,247-258.
- HORN HR. (1983) Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am*,27,671-684.
- HOSSEINI M, WORSAAE N, SCHIODT M, GOTFREDSEN K. (2013) A 3-year prospective study of implant-supported, single-tooth restorations of all-ceramic and metal-ceramic materials in patients with tooth agenesis. *Clin Oral Implants Res*,24,1078-1087.
- JEMT T, LINDEN B, LEKHOLM U. (1992) Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*,7,40-44.
- JEMT T, LANEY WR, HARRIS D, HENRY PJ, KROGH PH, JR., POLIZZI G, ZARB GA, HERRMANN I. (1991) Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-

year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*,6,29-36.

JOCHEN DG, CAPUTO AA, MATYAS J. (1986) Effect of metal surface treatment on ceramic bond strength. *J Prosthet Dent*,55,186-188.

JOKSTAD A, BRAEGGER U, BRUNSKI JB, CARR AB, NAERT I, WENNERBERG A. (2003) Quality of dental implants. *Int Dent J*,53,409-443.

JONES JD, KAISER DA. (1998) A new gingival retraction impression system for a one-stage root-form implant. *J Prosthet Dent*,80,371-373.

JORGENSEN KD. (1955a) The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand*,13,35-40.

JORGENSEN KD. (1955b) The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand*,13,35-40.

JUNG RE, PJETURSSON BE, GLAUSER R, ZEMBIC A, ZWAHLEN M, LANG NP. (2008) A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*,19,119-130.

KARL M, WICHMANN MG, HECKMANN SM, KRAFFT T. (2008) Strain development in 3-unit implant-supported CAD/CAM restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*,23,648-652.

KAUFMAN EG, COELHO, D.H., COLIN, L. ( 1961) Factors influencing the retention of cemented gold castings. . *J Prosthet Dent*,11,487-502.

KELLY JR, NISHIMURA I, S.D. C. (1996a) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY* 75.

KELLY JR, NISHIMURA I, CAMPBELL SD. (1996b) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives.

- KENT DK, KOKA S, FROESCHLE ML. (1997) Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont*,6,193-196.
- KENT DK, KOKA S, BANKS SB, BEATTY MW. (1996) Factors influencing retention of a CeraOne gold cylinder. *Implant Dent*,5,96-99.
- KEOUGH BE, KAY HB, SAGER RD. (2006) A ten-unit all-ceramic anterior fixed partial denture using Y-TZP zirconia. *Pract Proced Aesthet Dent*,18,37-43; quiz 44.
- KERBY RE, MCGLUMPHY EA, HOLLOWAY JA. (1992) Some physical properties of implant abutment luting cements. *Int J Prosthodont*,5,321-325.
- KERSCHBAUM T, HAASTERT B, MARINELLO CP. (1996) Risk of debonding in three-unit resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*,75,248-253.
- KIM Y, YAMASHITA J, SHOTWELL JL, CHONG KH, WANG HL. (2006) The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*,95,450-455.
- KNOBLOCH LA, KERBY RE, MCMILLEN K, CLELLAND N. (2000) Solubility and sorption of resin-based luting cements. *Oper Dent*,25,434-440.
- KOHAL RJ, ATT W, BACHLE M, BUTZ F. (2008) Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000*,47,224-243.
- KOHORST P, JUNGHANN S, DITTMER MP, BORCHERS L, STIESCH M. (2011) Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig*,15,527-536.
- KORDATZIS K, WRIGHT PS, MEIJER HJ. (2003) Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*,18,447-452.



- KRAMER N, LOHBAUER U, FRANKENBERGER R. (2000) Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*,13,60D-76D.
- KUNT GE, GÖZLEM CEYLAN, NERGİZ YILMAZ, KÜÇÜK BE. (2011) Luting Agent Effectiveness on Implant Crown Retention. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*,2,7-11.
- KURARAY. (2013a) Panavia SA Cement Automix Kullanım Kılavuzu, in: K. N. D. Inc. (Ed.), Kuraray Europe GmbH Almanya.
- KURARAY. (2013b) Panavia F 2.0 Kullanma Kılavuzu, in: K. N. D. Inc. (Ed.), Kuraray Europe GmbH Almanya.
- KURDYK B. (1999) Nicolas Dubois de Chemant and the use of porcelain in dental art. *J Hist Dent*,47,126-128.
- LAMPE K LH, MÖRMANN W. Fracture load of allceramic computer crowns. In: Mörmann WH, ed. *CAD/CAM in Aesthetic Dentistry, Cerec 10 Year Anniversary Symposium*, Quintessence;, Chicago. pp. 463-482.
- LANEY WR. (1993) In recognition of an implant pioneer: Professor Dr. Andre Schroeder. *Int J Oral Maxillofac Implants*,8,135-136.
- LANEY WR, JEMT T, HARRIS D, HENRY PJ, KROGH PH, POLIZZI G, ZARB GA, HERRMANN I. (1994) Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*,9,49-54.
- LAVA. (2009) Chairside Oral Scanner C.O.S, 3M ESPE, St Paul (MN).

- LEEVAILOJ C, PLATT JA, COCHRAN MA, MOORE BK. (1998) In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent*,80,699-707.
- LEKHOLM U, GUNNE J, HENRY P, HIGUCHI K, LINDEN U, BERGSTROM C, VAN STEENBERGHE D. (1999) Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*,14,639-645.
- LINKOW LI, DORFMAN JD. (1991) Implantology in dentistry. A brief historical perspective. *N Y State Dent J*,57,31-35.
- LITTLE DA, GRAHAM L. (2004) Zirconia: simplifying esthetic dentistry. *Compend Contin Educ Dent*,25,490-494.
- LIU PR. (2005) A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*,26,507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
- LIU PR, ISENBERG BP, LEINFELDER KF. (1993) Evaluating CAD-CAM generated ceramic veneers. *J Am Dent Assoc*,124,59-63.
- LOREY RE, MYERS GE. (1968) The retentive qualities of bridge retainers. *J Am Dent Assoc*,76,568-572.
- LUTHARDT RG, SANDKUHL O, HEROLD V, WALTER MH. (2001) Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont*,14,146-151.
- LUTHARDT RG, HOLZHUTER M, SANDKUHL O, HEROLD V, SCHNAPP JD, KUHLISCH E, WALTER M. (2002) Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*,81,487-491.

- LUTHY H, FILSER F, LOEFFEL O, SCHUMACHER M, GAUCKLER LJ, HAMMERLE CH. (2005) Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*,21,930-937.
- MACENTEE MI, WALTON JN. (1998) The economics of complete dentures and implant-related services: a framework for analysis and preliminary outcomes. *J Prosthet Dent*,79,24-30.
- MAEYAMA H, SAWASE T, JIMBO R, KAMADA K, SUKETA N, FUKUI J, ATSUTA M. (2005) Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements. *Clin Implant Dent Relat Res*,7,229-234.
- MANAPPALLIL J. (2010) *Dental Casting Alloys*. 3 ed. Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd, India.
- MANSOUR A, ERCOLI C, GRASER G, TALLENTS R, MOSS M. (2002) Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res*,13,343-348.
- MARKER VA, MILLER AW, MILLER BH, SWEPSTON JH. (1987) Factors affecting the retention and fit of gold castings. *J Prosthet Dent*,57,425-430.
- MCLEAN JW. (1984) Perspectives of dental ceramics. In: McLean JW, ed. *Dental Ceramics*. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics. Quintessence Publishing, CoChicago.
- MCMILLAN AS, ALLEN PF, BIN ISMAIL I. (1998) A retrospective multicenter evaluation of single tooth implant experience at three centers in the United Kingdom. *J Prosthet Dent*,79,410-414.
- MEHL A, GLOGER W, KUNZELMANN KH, HICKEL R. (1997) A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res*,76,1799-1807.

- MICHALAKIS KX, HIRAYAMA H, GAREFIS PD. (2003) Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*,18,719-728.
- MILLER MB. (1996) The reality of nonscience-based newsletters. *Quintessence Int*,27,655-656.
- MISCH CE. (1995) Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent*,7,15-18.
- MISCH CE. (2005a) Principles of cement-retained fixed implant prosthodontics. , *Dental Implant Prosthetics*. , St Louis: Elsevier- Mosby pp. 414-451.
- MISCH CE. (2005b) *Dental implant prosthetics*. 2 ed.
- MITHA T, OWEN CP, HOWES DG. (2009) The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont*,22,248-250.
- MORAGUEZ OD, BELSER UC. (2010) The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*,103,189-191.
- MORMANN WH. (2006) The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*,137 Suppl,7S-13S.
- MORMANN WH, BINDL A. (2002) All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*,46,405-426, viii.
- MORMANN WH, BRANDESTINI M, LUTZ F, BARBAKOW F. (1989) Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int*,20,329-339.
- MOSZNER N, SALZ U, ZIMMERMANN J. (2005) Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*,21,895-910.

- MUCHE R, KRAUSSE A, STRUB JR. (2003) [Success rates of implant supported prostheses in partially edentulous patients--Part II]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*,113,404-410.
- MULLER F, NAHARRO M, CARLSSON GE. (2007) What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe? *Clin Oral Implants Res*,18 Suppl 3,2-14.
- NAPANKANGAS R, RAUSTIA A. (2008) Twenty-year follow-up of metal-ceramic single crowns: a retrospective study. *Int J Prosthodont*,21,307-311.
- NAYLOR PW. (2009) *Introduction to Metal Ceramic Technology* Quintessence Publishing Co, Chicago.
- NEJATIDANESH F, SAVABI O, SHAHTOOSI M. (2013) Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents. *Clin Oral Implants Res*,24 Suppl A100,20-24.
- NOORT RV. (2002) *Introduction to Dental Material* Mosby.
- ODEN A, ANDERSSON M, KRYSTEK-ONDRACEK I, MAGNUSSON D. (1998) Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*,80,450-456.
- ODMAN P, ANDERSSON B. (2001) Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*,14,504-509.
- PALACIOS RP, JOHNSON GH, PHILLIPS KM, RAIGRODSKI AJ. (2006) Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*,96,104-114.
- PALMQVIST S, SWARTZ B. (1993) Artificial crowns and fixed partial dentures 18 to 23 years after placement. *Int J Prosthodont*,6,279-285.

- PAN YH, RAMP LC, LIN CK, LIU PR. (2006) Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants*,21,587-592.
- PARK SW, DRISCOLL CF, ROMBERG EE, SIEGEL S, THOMPSON G. (2006) Ceramic implant abutments: cutting efficiency and resultant surface finish by diamond rotary cutting instruments. *J Prosthet Dent*,95,444-449.
- PERDIGAO J, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B, VANHERLE G, LOPES AL. (1995) Field emission SEM comparison of four postfixation drying techniques for human dentin. *J Biomed Mater Res*,29,1111-1120.
- PERDIGAO J, DUTRA-CORREA M, ANAUATE-NETTO C, CASTILHOS N, CARMO AR, LEWGOY HR, AMORE R, CORDEIRO HJ. (2009) Two-year clinical evaluation of self-etching adhesives in posterior restorations. *J Adhes Dent*,11,149-159.
- PEREL ML. (1994) Progressive prosthetic transference for root form implants. *Implant Dent*,3,42-46.
- PEUMANS M, KANUMILLI P, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2005) Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*,21,864-881.
- PHILIP G, KOTICK BB. (2011) Abutment selection for Implant Restorations. *Inside Dentistry*,7.
- PICONI C, MACCAURO G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*,20,1-25.
- PIWOWARCZYK A, OTTL P, LAUER HC, BUCHLER A. (2002) Laboratory strength of glass ionomer cement, compomers, and resin composites. *J Prosthodont*,11,86-91.
- PJETURSSON BE, TAN K, LANG NP, BRAGGER U, EGGER M, ZWAHLEN M. (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures

(FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*,15,625-642.

POITEVIN A, DE MUNCK J, CARDOSO MV, MINE A, PEUMANS M, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2010) Dynamic versus static bond-strength testing of adhesive interfaces. *Dent Mater*,26,1068-1076.

POSSELT A, KERSCHBAUM T. (2003) Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent*,6,231-248.

POTTS RG, SHILLINGBURG HT, JR., DUNCANSON MG, JR. (1980) Retention and resistance of preparations for cast restorations. *J Prosthet Dent*,43,303-308.

POTTS RG, SHILLINGBURG HT, JR., DUNCANSON MG, JR. (2004) Retention and resistance of preparations for cast restorations. 1980. *J Prosthet Dent*,92,207-212.

PREISKEL HW, TSOLKA P. (1998) Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*,13,352-357.

PREISKEL HW, TSOLKA P. (2004) Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants*,19,87-91.

PRESTIPINO V, INGBER A. (1993a) Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent*,5,29-36.

PRESTIPINO V, INGBER A. (1993b) Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent*,5,63-68.

PRESTON JD, DURET F. (1997) CAD/CAM in dentistry. *Oral Health*,87,17-20, 23-14, 26-17.

- PRIEST G. (2005) Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*,63,22-32.
- PROBSTER L. (1996) Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil*,23,147-151.
- PROUSSAEFS P, CAMPAGNI W, BERNAL G, GOODACRE C, KIM J. (2004) The effectiveness of auxiliary features on a tooth preparation with inadequate resistance form. *J Prosthet Dent*,91,33-41.
- RADOVIC I, MONTICELLI F, GORACCI C, VULICEVIC ZR, FERRARI M. (2008) Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*,10,251-258.
- RAIGRODSKI AJ. (2004) Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*,48,viii, 531-544.
- RAIGRODSKI AJ, CHICHE GJ. (2001) The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*,86,520-525.
- RAMP MH, DIXON DL, RAMP LC, BREEDING LC, BARBER LL. (1999) Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent*,81,510-514.
- REICH S, WICHMANN M, NKENKE E, PROESCHEL P. (2005) Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*,113,174-179.
- REISS B. (2007) Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *Int J Comput Dent*,10,69-75.
- REISS RM. (1999) Osseointegration--the transition during 40 years of practice. *Compend Contin Educ Dent*,20,346-348, 350, 352 passim.



- REKOW D. (1987) Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *J Prosthet Dent*,58,512-516.
- RING ME. (1995) A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent*,16,1060, 1062, 1064 passim.
- RIZKALLA AS, JONES DW. (2004a) Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dent Mater*,20,198-206.
- RIZKALLA AS, JONES DW. (2004b) Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater*,20,207-212.
- ROMEO E, LOPS D, MARGUTTI E, GHISOLFI M, CHIAPASCO M, VOGEL G. (2004) Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*,19,247-259.
- ROSENBLUM MA, SCHULMAN A. (1997) A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*,128,297-307.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, CRISPIN BJ. (1998) Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*,80,280-301.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J. (2006) *Implant Supported Prosthesis, Contemporary Fixed Prosthodontics*, Mosby Elsevier.
- SADIG WM, AL HARBI MW. (2007) Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dent*,16,387-396.
- SAILER I, ZEMBIC A, JUNG RE, HAMMERLE CH, MATTIOLA A. (2007) Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent*,2,296-310.

- SALEH SABER F, ABOLFAZLI N, NUROLOYUNI S, KHODABAKHSH S, BAHRAMI M, NAHIDI R, ZEIGHAMI S. (2012) Effect of Abutment Height on Retention of Single Cement-retained, Wide- and Narrow-platform Implant-supported Restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*,6,98-102.
- SATTERTHWAITE JD. (2006) Indirect restorations on teeth with reduced crown height. *Dent Update*,33,210-212, 215-216.
- SCHWARZ S, SCHRODER C, HASSEL A, BOMICKE W, RAMMELSBERG P. (2012) Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Implant Dent Relat Res*,14 Suppl 1,e119-125.
- SCOTTI R, CATAPANO S, D'ELIA A. (1995) A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int J Prosthodont*,8,320-323.
- SHADID R, SADAQA N. (2012) A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*,38,298-307.
- SHENOY A, SHENOY N. (2010) Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*,13,195-203.
- SHILLINBURG HT, HOBOS S, WHITSETT LD, JACOBI R, BRACKETT SE. (2010) *Sabit Protezin Temelleri*. 3 ed. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.
- SHILLINGBURG HT, HOBOS S, WHITSETT LD, JACOBI R, BRACKETT SE. (1997), *Fundamentals of fixed prosthodontics.*, Quintessence, Chicago pp. 120, 139-142, 151-152.
- SILLAS DJ, NEIMAR S, AVISHAI S, JIN-HO P. (2011) Adhesive Resin Cements for Bonding Esthetic Restorations: A Review. *quintessence Dental Tecnolgy*.
- SINGER A, SERFATY V. (1996) Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*,11,645-649.

- SJOGREN G, MOLIN M, VAN DIJKEN JW. (2004) A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont*,17,241-246.
- SOARES CJ, MITSUI FH, NETO FH, MARCHI GM, MARTINS LR. (2005) Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent*,18,57-60.
- SQUIER RS, AGAR JR, DUNCAN JP, TAYLOR TD. (2001) Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*,16,793-798.
- STEJSKAL VD, DANERSUND A, LINDVALL A, HUDECEK R, NORDMAN V, YAQOB A, MAYER W, BIEGER W, LINDH U. (1999) Metal-specific lymphocytes: biomarkers of sensitivity in man. *Neuro Endocrinol Lett*,20,289-298.
- STOLZ K, KUHN T. (2007) L'uso del CAD-CAM in odontoiatria restaurativ. *Teamwork anno IX*,4,20-29.
- STUDART AR, FILSER F, KOCHER P, GAUCKLER LJ. (2007) Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*,23,106-114.
- TAHMASEB A, VAN DE WEIJDEN JJ, MERCELIS P, DE CLERCK R, WISMEIJER D. (2010) Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: an in vitro study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method. *Int J Oral Maxillofac Implants*,25,247-257.
- TAN KM, MASRI R, DRISCOLL CF, LIMKANGWALMONGKOL P, ROMBERG E. (2012) Effect of axial wall modification on the retention of cement-retained, implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*,107,80-85.
- TAY FR, CARVALHO R, SANO H, PASHLEY DH. (2000) Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent*,2,99-116.

- TAY FR, SUH BI, PASHLEY DH, PRATI C, CHUANG SF, LI F. (2003) Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *J Adhes Dent*,5,91-105.
- TAYLOR RC, GHONEIM AS, MCGLUMPHY EA. (2004) An esthetic technique to fill screw-retained fixed prostheses. *J Oral Implantol*,30,384-385.
- TAYLOR TD, AGAR JR. (2002) Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*,88,89-95.
- TAYLOR TD, AGAR JR, VOGIATZI T. (2000) Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*,15,66-75.
- TERMS TGOP. (2005) The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*,94,10-92.
- TINSCHERT J, NATT G, MAUTSCH W, AUGTHUN M, SPIEKERMANN H. (2001) Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*,14,231-238.
- TJAN AH, SARKISSIAN R. (1986) Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns. *J Prosthet Dent*,56,283-288.
- ULUDAG B, CELIK G. (2006) Fabrication of a cement- and screw-retained multiunit implant restoration. *J Oral Implantol*,32,248-250.
- VAGKOPOULOU T, KOUTAYAS SO, KOIDIS P, STRUB JR. (2009) Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*,4,130-151.
- VAN LANDUYT KL, MINE A, DE MUNCK J, JAECQUES S, PEUMANS M, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2009) Are one-step adhesives easier to use

and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. *J Adhes Dent*,11,175-190.

VAN MEERBEEK B, YOSHIHARA K, YOSHIDA Y, MINE A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT KL. (2011) State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*,27,17-28.

VAN MEERBEEK B, VAN LANDUYT K, DE MUNCK J, HASHIMOTO M, PEUMANS M, LAMBRECHTS P, YOSHIDA Y, INOUE S, SUZUKI K. (2005) Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J*,24,1-13.

VENCLIKOVA Z, BENADA O, BARTOVA J, JOSKA L, MRKLAS L. (2007) Metallic pigmentation of human teeth and gingiva: morphological and immunological aspects. *Dent Mater J*,26,96-104.

VIGOLO P, GIVANI A. (2000) Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study. *J Prosthet Dent*,84,50-54.

WALTER MH, WOLF BH, WOLF AE, BOENING KW. (2006) Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores. *Int J Prosthodont*,19,162-163.

WALTON JN, GARDNER FM, AGAR JR. (1986) A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent*,56,416-421.

WALTON TR. (1999) A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*,12,519-526.

WALTON TR. (2002) An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont*,15,439-445.

WEININGER B, MCGLUMPHY E, BECK M. (2008) Esthetic evaluation of materials used to fill access holes of screw-retained implant crowns. *J Oral Implantol*,34,145-149.

- WHITE SN, MIKLUS VG, MCLAREN EA, LANG LA, CAPUTO AA. (2005) Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*,94,125-131.
- WILDGOOSE DG, JOHNSON A, WINSTANLEY RB. (2004) Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*,91,136-143.
- WILSON AH, JR., CHAN DC. (1994) The relationship between preparation convergence and retention of extracoronary retainers. *J Prosthodont*,3,74-78.
- WITKOWSKI S. (2005) CAD/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dental Technology* 28,169-183.
- WOLFART M, WOLFART S, KERN M. (2006) Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants*,21,519-525.
- YILDIRIM M, EDELHOFF D, HANISCH O, SPIEKERMANN H. (2000) Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent*,20,81-91.
- ZAIMOĞLU A, CAN G, ERSOY AE, AKSU L. (1993) *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi* Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- ZIDAN O, FERGUSON GC. (2003) The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent*,89,565-571.
- ZITZMANN NU, HAGMANN E, WEIGER R. (2007a) What is the prevalence of various types of prosthetic dental restorations in Europe? *Clin Oral Implants Res*,18 Suppl 3,20-33.

ZITZMANN NU, GALINDO ML, HAGMANN E, MARINELLO CP. (2007b) Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in the anterior and posterior regions. *Int J Prosthodont*,20,239-241.

## 6 ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Yozgat'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Yozgat'da tamamladı. 2004 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine başladı ve 2009 yılında mezun oldu. 2011 yılında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.'da doktora öğrencisi olarak çalışmaya başladı. Aynı yıl Kırıkkale Üniversitesi SHMYO'da Öğretim görevlisi olarak çalışmaya başladı. Her iki görevinde de halen çalışmaya devam etmektedir.