

T.C
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM, LAZER SİNERİZASYON VE KONVANSİYONEL
DÖKÜM YÖNTEMLERİYLE ÜRETİLEN METAL ALT YAPILARIN,
İMLANT ABUTMENTLARA OLAN BAĞLANTI DAYANIMININ İN
VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
Ali MUTLU

Danışman
Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

HATAY – 2018

T.C
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM, LAZER SİNERİZASYON VE KONVANSİYONEL
DÖKÜM YÖNTEMLERİYLE ÜRETİLEN METAL ALT YAPILARIN,
İMLANT ABUTMENTLARA OLAN BAĞLANTI DAYANIMININ İN
VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
Ali MUTLU

Danışman
Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Bu tez, Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü Birimi tarafından 18.U.003 nolu proje olarak desteklenmiştir.

HATAY – 2018

KABUL ve ONAY

T.C

MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

CAD/CAM, LAZER SİNERİZASYON VE KONVANSİYONEL DÖKÜM YÖNTEMLERİYLE ÜRETİLEN METAL ALT YAPILARIN, İMLANT ABUTMENTLARA OLAN BAĞLANTI DAYANIMININ İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Uzmanlık Tezi

Ali MUTLU

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 02/05/2018 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oyçokluğu/oybirliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi: Jüri başkanı: Prof.Dr. Mustafa Zortuk

Üye: Doç.Dr. Hasan Önder Gümüş

Üye: Dr.Öğr. Üyesi Haydar Albayrak

Bu tez, Dekanlığımız Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

02/05/2018

Prof.Dr. Nizami Duran

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini ve yardımını esirgemeyen birlikte çalışma yürütmekten onur duyduğum hocam Sayın Prof. Dr. Mustafa ZORTUK'a,

Her zaman yanımda yer alan ve tezimin istatistiksel analizlerini yapmamda yardımcı olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Caner ÖZTÜRK'e,

Asistanlık süresi boyunca birlikte huzur içinde çalıŐtığım asistan arkadaşlarıma,

Uzmanlık tezimi hazırlamam sırasında ve eğitim hayatım boyunca desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen niŐanlım Bengül intay ve annem,babam ve kardeŐime sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
ÇİZELGELER DİZİNİ	VIII
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ÖZET	X
ABSTRACT	XI
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1 Dental İmplantlar	4
2.1.1 İmplant Tarihçesi	4
2.1.2 İmplant Sınıflamaları	5
2.1.3 İmplant Endikasyonları	6
2.1.4 İmplant Kontrendikasyonları	6
2.1.5 İmplant Üst Yapı Protezlerinin Sınıflandırılması	7
2.1.5.1 İyileşme Başlık ve Vidaları	8
2.1.5.2 Ölçü Transfer, Laboratuvar Post ve Başlıkları	8
2.1.5.3 Protetik Postlar ve Ara Parçalar	9
2.2 Dental Alaşımlar	11
2.2.1 Soy Metal Alaşımlar	11
2.2.1.1 Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları	11
2.2.1.2 Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları	11
2.2.1.3 Altın-Paladyum (Au-Pd) Alaşımları	11
2.2.1.4 Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) Alaşımları	12
2.2.1.5 Yüksek Paladyum Alaşımları	12
2.2.2 Temel Metal Alaşımlar	13
2.2.2.1 Nikel-Krom Alaşımları	13
2.2.2.2 Nikel-Krom-Berilyum Alaşımları	13
2.2.2.3 Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları	14
2.2.2.4 Titanyum ve Titanyum Alaşımları	14
2.2.3 Metal Alaşımların Elde Edilme Yöntemleri	14
2.2.3.1 Döküm	14
2.2.3.2 Cad/Cam ve Kopya Freze	15
2.2.3.2.1 Cad-Cam Sistemlerinin Sınıflaması	16

2.2.3.2.2 Cad–Cam Sistemlerini Oluşturan Parçalar	17
2.2.3.2.2.1 Görüntü Alma	17
2.2.3.2.2.1.1 Optik Tarayıcı	18
2.2.3.2.2.1.2 Mekanik Tarayıcı	18
2.2.3.2.2.2 Restorasyonun Dizaynı	19
2.2.3.2.2.3 Restorasyonun Üretilmesi	20
2.2.3.2.2.3.1 Eksiltme Metodu	21
2.2.3.2.2.3.2 Ekleme Metodu	21
2.2.3.2.2.3.3 Kombine Sistemler	21
2.2.3.3 Lazer Sinterizasyon	22
2.3 Dental Yapıştırma Simanları	25
2.3.1 Fosfat Esaslı Simanlar	26
2.3.1.1 Çinko Fosfat Siman	26
2.3.1.2 Çinko Fosfat Fluorid Simanı	27
2.3.1.3 Çinko Siliko Fosfat Simanlar	27
2.3.1.4 Modifiye Çinko Fosfat Siman Çinko Fosfat Bakır Oksitli Simanlar	27
2.3.2 Fenolat Esaslı Simanlar	28
2.3.2.1 Çinko Oksit Öjenol Simanları	28
2.3.2.2 Güçlendirilmiş Çinko Oksit Öjenol Siman	28
2.3.2.3 Ortoetoksibenzoik Asit (Eba) Simanları	29
2.3.2.4 Kalsiyum Hidroksit Salisilat Simanlar	29
2.3.3 Polikarboksilat Esaslı Simanlar	30
2.3.3.1 Çinko Polikarboksilat Simanlar	30
2.3.4 Polikarboksilat ve Dimetakrilat Kombinasyonları	30
2.3.4.1 Cam İyonomer Simanlar	30
2.3.5 Polimer Esaslı Simanlar	31
2.3.5.1 Kompozit Rezin Simanlar	32
2.3.5.1.1 Kompozit Rezinlerin Kimyasal Yapısı	33
2.3.5.1.1.1 Organik Matriks Fazı	33
2.3.5.1.1.2 İnorganik Faz (Doldurucu-Filler)	34
2.3.5.1.1.3 Ara Faz (Bağlayıcı Ajanlar)	34
2.3.5.1.1.4 Temel Komponentlere İlave Edilen Polimerizasyon Başlatıcı Ajanlar, Stabilizatörler ve Pigmentler	35
2.3.5.1.2 Kompozit Rezin Simanların Sınıflandırılması	35
2.3.5.1.2.1 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	35
2.3.5.1.2.2 Işık İle Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	36
2.3.5.1.2.3 Kimyasal ve Işık İle Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	37
2.3.5.2 Kendinden (Self) Adeziv Rezin Simanlar	38
3.GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1 Test Grupları	43
3.2 Örneklerin Hazırlanması	43
3.3 Metal Altyapıların Hazırlanması	51
3.3.1 Döküm Yöntemiyle Metal Alt Yapıların Üretilmesi	51
3.3.2 Milleme Yöntemiyle Metal Alt Yapıların Üretilmesi	52
3.3.3 Lazer Sinterizasyon Yöntemiyle Metal Örneklerin Elde Edilmesi	54
3.4 Alt Yapıların Dayanaklara Simante Edilmesi	54
3.4.1 Polikarboksilat Siman İle Altyapıların Simante Edilmesi	55

3.4.2 Dual Sertleşen Rezin Simanı Panavia F 2.0 İle Altyapıların Simante Edilmesi	55
3.4.3 Kompozit Rezin Simanı Multilink İle Altyapıların Simante Edilmesi	55
3.5 Çekme Testinin Uygulanması	56
3.6 İstatistiksel Değerlendirme	57
4.BULGULAR	58
4.1 Polikarboksilat Simanın Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	61
4.2 Kendinden Adezivli Simanın Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	62
4.3 Kompozit Rezin Simanın Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	62
4.4 Döküm Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	62
4.5 Lazer Sinter Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	63
4.6 Kazıma Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	64
5.TARTIŞMA	65
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	74
7.KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ	81

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan abutment ve analog	44
Şekil 3.2. A tipi silikon ile hazırlanmış silikon anahtar.....	44
Şekil 3.3. Akrilik modellerin elde edildiği poliüretan kalıp	45
Şekil 3.4. Silikon anahtar içine yerleştirilmiş dayanak ve analog.....	46
Şekil 3.5. Akriliğin hazırlanmasında kullanılan ekipmanlar.....	46
Şekil 3.6. İmplant anahtarı ve torklu raşet.....	47
Şekil 3.7. Politetrafloretillen bant	47
Şekil 3.8. Dayanakları sabitlemek için kullanılan akrilik toz ve likidi.....	48
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan metal alt yapılar.....	48
Şekil 3.10. Akriliğin karıştırılıp poliüretan kalıp içine yerleştirilmesi.....	49
Şekil 3.11. Silikon anahtar içinde bulunan abutmentin akrilik içine yerleştirilmesi....	50
Şekil 3.12. Akrilik bloklar içine yerleştirilmiş abutmentler.....	51
Şekil 3.13. Üç boyutlu tarayıcı ve bağlı olduğu bilgisayar programı.	53
Şekil 3.14. A: Milling ünitesi bilgisayar programı B: Frezeleme ünitesi.....	53
Şekil 3.15. Örneklerin universal test cihazına yerleştirilmesi.....	56
Şekil 3.16. Universal test cihazında çekme testinin uygulanması.....	57
Şekil 4.1. Farklı üretim tekniği ile üretilmiş metal altyapıların çekme değerleri.....	61

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa No
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyal ve üretici firma detayları	40
Çizelge 3.2. Çinko polikarboksilat siman içeriği	41
Çizelge 3.3. Dual sertleşen rezin siman içeriği	41
Çizelge 3.4. Adeziv rezin siman içeriği.....	42
Çizelge 3.5. Metal alaşımların markaları, içerik % leri, teknik verileri.....	42
Çizelge 3.6. Test grupları.....	43
Çizelge 4.1. Kolmogorov-Smirnow testi	58
Çizelge 4.2. Levene's testi.....	58
Çizelge 4.3. İki yönlü varyans analizi sonuçları.....	59
Çizelge 4.4. Üretim tekniği Tukey's analizi sonuçları (p<0,05).....	59
Çizelge 4.5. Kullanılan simanların Tukey's' analizi sonuçları (p<0,05).....	60
Çizelge 4.6. Grupların ortalama çekme testi sonuçları (N: Newton).....	61
Çizelge 4.7. Polikarboksilat Simanın Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları...	61
Çizelge 4.8. Panavia Simanının Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	62
Çizelge 4.9. Multilink Simanının Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	62
Çizelge 4.10. Döküm Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları.....	63
Çizelge 4.11. Lazer Sinter Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları.	63

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Ag : Altın

Au : Gümüş

CAD : Bilgisayar destekli tasarım

CAM : Bilgisayar destekli üretim

CIM : Bilgisayara entegre imalat

CNC : Bilgisayar sayısal kontrolü

Co : Kobalt

Cr : Krom

μm : Mikrometre

Pd : Paladyum

Pt : Platin

ÖZET

CAD/CAM, LAZER SİNERİZASYON VE KONVANSİYONEL DÖKÜM YÖNTEMLERİYLE ÜRETİLEN METAL ALT YAPILARIN, İMPLANT ABUTMENTLARA OLAN BAĞLANTI DAYANIMININ İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Giriş ve Amaç: Çalışmamızın amacı cad/cam, lazer sinterizasyon, ve konvansiyonel döküm yöntemleri ile üretilen metal altyapıların implant abutmentlere olan bağlantı dayanımını karşılaştırılmaktır.

Gereç ve Yöntem: Bağlantı dayanımının değerlendirilmesi için 90 adet implant analog ve abutmentlerin akril içine gömülmesiyle örnekler hazırlandı. Cad/cam, lazer sinterizasyon, ve konvansiyonel döküm yöntemleri ile 30'ar adet metal altyapı, üç farklı siman kullanılarak implant abutmentlere simante edildi. Örneklere daha sonra üniversal test cihazı ile 1mm/dk hızla çekme testi uygulandı. Üniversal test cihazında metal alt yapıların dayanaklardan ayrıldığı en büyük kuvvet değerleri Newton biriminde kaydedildi. İstatistiksel analizler bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır.

Çalışmada verilerin dağılımının normalliği Kolmogorov-Smirnow testi ile değerlendirilmiştir. Çalışmada verilerin dağılımının homojenliği ise Levene's testi kullanılarak yapılmıştır. Verilerin istatistiksel analizi ise 0.05 anlamlılık düzeyinde iki yönlü varyans analizi ve post-hoc tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılarak yapılmıştır.

Bulgular : İki yönlü varyans analizi üretim tekniği ve siman tipinin tutuculuk üzerinde anlamlı bir etkisi olduğunu ortaya koymuştur ($P<0.05$). Bununla birlikte üretim tekniği ve siman tipinin ikisinin etkileşiminin ($p=0.081$, $p>0.005$) tutuculuk üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür($p>0.05$).

Sonuç: Çalışmamızda elde edilen sonuçlar doğrultusunda lazer sinter yöntemi ve kendinden adezivli rezin siman Panavia f2.0 en yüksek tutuculuk değerini göstermiş ve başarılı bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: CAD/CAM, lazer sinterizasyon, rezin siman

ABSTRACT

COMPARISON OF CONNECTION BETWEEN METAL FRAMEWORKS AND IMPLANT ABUTMENTS PRODUCED BY CAD / CAM, LASER SINTERIZATION AND CONVENTIONAL CASTING METHODS IN VITRO

Aim: The aim of our study is to compare the bonding strengths of the metal substructures produced with the intended cad / glass, laser sintering, and conventional casting methods to the implant abutments.

Materials and Methods: Forty samples of implant analogue and abutments were embedded in acrylic for evaluation of fixation strength. With Cad / Cam, laser sintering, and conventional casting methods, 30 metal substructures were simulated to implant abutments using three different cements. The specimens were then subjected to a tensile test at a speed of 1 mm / min with a universal test device. In the universal tester, the greatest force values of the metal substructures were recorded in Newton. Statistical analyzes were performed computer program⁹⁹.

The normality of the distribution of data in the study was assessed by the Kolmogorov-Smirnow test. The homogeneity of the distribution of data in the study was done using the Levene's test. Statistical analysis of the data was performed using two-way analysis of variance and post hoc tukey multiple comparison test at a significance level of 0.05.

Results: Two-way analysis of variance revealed that the production technique and cement type had a significant effect on restraint ($P < 0.05$). However, there was no statistically significant effect of the interaction between the production technique and the cement type ($p = 0.081$, $p > 0.005$) on restraint ($p > 0.05$).

Conclusion: In accordance with the results obtained in our study, the laser sinter method and the self-adhesive resin cement Panavia f2.0 showed the highest retention value and were found to be successful.

Key words: CAD / CAM, laser sintering, resin cement

1.GİRİŞ

İmplant tedavisi, yapılan çalışmalar ile uzun dönem başarısının kanıtlanması, özellikle anterior bölge tek diş eksikliklerinde ve tam dişsizlik olgularında yüksek oranda talep görmesi nedeniyle, restoratif diş hekimliğinde protetik tedavi seçenekleri arasında yerini almıştır.¹ İmplant diş hekimliğinde klinik araştırma faaliyetleri, implant sağ kalımı üzerine odaklanırken, implant bileşenleri veya restorasyonlar ile teknik komplikasyon insidansı düşük oranda ele alınmıştır. Uzun süreli sağ kalımı iyileştirmek ve komplikasyonları en aza indirmek için implant destekli sabit restorasyonların mekanik stabilitesini göz önüne almak önemlidir. Mekanik komplikasyonlar, zaman ve ek mali kaynaklara ihtiyaç duyulan onarım ve yeniden yapma oranlarının artmasına yol açabilir.²

İmplant destekli protezlerin kullanımının artmasıyla maksimum klinik başarıya ulaşmak için implant ve dayanak tasarımlarıyla ilgili sorular da artmaya başlamıştır. 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.

Klinisyenlerin büyük kısmı implant-destekli protezlerde vida yerine siman tutuculu restorasyonları tercih etmektedir. Herhangi bir retansiyon yönteminin bir diğerine üstünlüğü konusunda herhangi bir fikir birliği bulunmamasına rağmen simante restorasyonlar, daha düşük komplikasyon oranı ve üst yapı seramiğinde daha yüksek kırılma dayanımına sahip olmaları nedeniyle daha çok tercih edilmektedir. Siman tutuculuğu, pasif oturmaya izin vermesi, oklüzal yüzeyin bütünlüğünün korunması, daha kolay üretilebilmesi ve maliyetin daha az olması gibi avantajlara sahiptir Yüksek dayanımlı simanların kullanımı, implant-abutment vida bağlantısının stabilitesine arttırması ve osseointegre implantların yüksek hayatta kalma oranları ile daha popüler hale gelmiştir.³

Simante implant destekli restorasyonların avantajlarının yanında dezavantajları da bulunmaktadır. Simante yapılarda da özellikle rezidüel simanın peri-implant dokularda enflamasyona neden olması sonucu peri implant mukozit ve peri-implantitis olgularıyla sıklıkla karşılaşmaktadır. Bu olumsuzlukların önüne geçmek için simantasyon aşamasında daha titiz çalışmak, artık simanı radyolojik olarak kontrol etmek ve bireysel abutment

kullanmak gibi yollara başvurulabilir. Aksi takdirde peri implant mukozitisle başlayıp, peri implantitis ve implant kaybına kadar giden istenmeyen sonuçlar ortaya çıkabilir.

İmplant destekli protezlerin simantasyonunda hangi simanın tercih edilmesi gerektiğini araştıran çalışmalarda, araştırma protokollerinin ve kullanılan sistemlerin farklılık göstermesi sebebiyle birbiriyle bağdaşmayan çok çeşitli sonuçlar elde edilmiştir.⁴⁻⁶ Yapıştırma ajanları genel olarak daimi ve geçici simanlar olarak iki gruba ayrılmaktadır. Çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer ve self-cure rezin simanlar, implant üstü protetik restorasyonların daimi simantasyonunda sıklıkla tercih edilen simanlardır.

İmplant destekli protezlerin üretimi, dikkatle yapılması gereken birçok klinik ve laboratuvar işlemi gerektirmektedir. Restorasyonun oluşturulmasında; ana modelin hazırlanması, mum modelaj, revetmana alma, döküm, üst yapı porseleninin pişirilmesi aşamalarında distorsiyona neden olabilecek faktörler ortaya çıkabilmektedir. Döküm işlemleri sırasında görülen hatalar, metal altyapının özelliklerini olumsuz yönde etkilemekte ve restorasyonun başarısızlığına neden olmaktadır. Gelişen bilgisayar teknolojileri ile birlikte geleneksel döküm yöntemine alternatif olarak kazıma ve ilave CAD/CAM sistemleri protetik diş tedavisi alanında kabul görmüştür.⁷⁻⁸ CAD/CAM sistemleri ile birlikte geleneksel döküm yöntemlerinde görülen problemler ortadan kalkmakta, yüksek ve standart kalitede restorasyonlar üretilebilmektedir.

Ünlü bilim adamı Lord Kelvin (1824-1907), 'Ekseriya bahsettiğiniz şeyi ölçebiliyor ve sayılarla ifade edebiliyorsanız bu şey hakkında bir şeyler biliyor sayılırsınız, fakat söylediklerinizi sayılarla ifade edemezseniz bu husustaki bilgileriniz zayıf ve yetersizdir; bunlar bilginin başlangıcı olabilirler, fakat bu türlü bilgileriniz ne olursa olsunlar, bilim seviyesine yükselmiş sayılmazlar' der.

Başarıda olumsuz durumların kaldırılmasına katkı sağlamak, sonuçları sağlam gerekçelerle sunabilmek için biyolojinin ilgi alanını oluşturan varlıkların davranışlarının incelenmesinde matematik kullanılmıştır. Çalışmamızda farklı üretim teknikleri ile üretilen implant üstü metal alt yapıların, klinikte sıklıkla kullanılan simanlar ile implant abutmentlere olan bağlantı dayanımını araştırdık.

İmplant tedavisinin gittikçe popülerliğinin artması onu daha çok kullanılabilir hale getirmiştir. Daha fazla implant, daha fazla komplikasyonu beraberinde getirmiştir. Retansiyon kaybının, implant üstü protezlerde en yüksek ikinci komplikasyon olması nedeniyle bu soruna bir çözüm bulmak adına bu çalışma düzenlenmiştir. Çalışmamızın

amacı klinik kullanımda implant üstü protezlerin hangi yöntemle üretilmesi gerektiği ve bu protezlerin simantasyonunda uygun siman seçimini belirlemektir.

Çalışmanın birinci hipotezi; metal altyapıların simantasyonunda kullanılan simanların tutuculuk üzerinde fark yaratmayacağıdır.

Çalışmanın ikinci hipotezi; metal altyapıların üretim tekniğinin tutuculuk üzerinde fark yaratmayacağıdır.



2.GENEL BİLGİLER

2.1 Dental İmplantlar

İki bin beş yılında yayınlanan protez terimleri sözlüğü dental implantı ‘sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal’ olarak tanımlamaktadır.

2.1.1 İmplant Tarihçesi

Avrupa ve Amerika’daki antropolojik keşifler insan ve hayvan dişleri, kemik parçaları, fildişi ve inciye içeren homolog veya alloplastik materyallerin kullanılarak eksik dişlerin yerine konması girişimlerinin tarihte çok erken dönemlere dayandığını göstermektedir. O dönemlerde eksik dişlerin yerine konmasındaki ana amaç estetikti. Çiğneme fonksiyonun geri kazanılması ana amaç değildi. İlk olarak MS 1100 yılında İspanyol’lar kayıp dişleri yerine koymanın medikal olarak kabul edilebilir olduğunu söylemişlerdir. Kayıp dişlerin transplantasyon ve retransplantasyonunu tavsiye etmişlerdir. Bu yöntem özellikle 18.yy.da, Fransa ve İngiltere’de yüksek sosyal çevrelerde moda olmuştur. Daha sonra büyük başarısızlık oranlarından ve bulaşıcı hastalıklardan dolayı diş transplantasyonları tenkit edilmeye başlamıştır. Doğal bilimlerin gelişimi ile, bilimsel metod ve bilgilerin tıp alanına girmiştir. Kayıp dişlerin çenelere lastik, altın, porselen, fildişi gibi alloplastik materyaller yerleştirilerek yerine konması konusunda sayısız girişim gerçekleştirilmiştir.

Endosteal implantların tarihi erken Mısır’a dayanmaktadır. O zamanlar kayıp dişlerin yerine konulması için çok çeşitli materyaller kullanılmıştır. Bunları sıralayacak olursak; MÖ 600’de Çin ve Mısır’da elde edilen kayıtlarda taş ve fildişinden ilk örneklerle rastlanmıştır. Bin beş yüz altmış beşte Petronius altını, 1666’da Fabricius altın ve fildişini, 1775’de Pujol pirinci, 1827’de Rodgers gümüşü ve 1829’da Levert platini implant materyali olarak kullanmışlardır. Brenemark 1960’lı yıllarda titanyum ve kemiğin kaynaşmasını ortaya

koyduğu osseointegrasyon kavramı ile modern implantasyonun doğmasına neden olmuştur.⁹

Günümüzde implant tedavisinin yaygınlaşmasının birçok nedeni vardır. Bunların başlıcaları; hareketli bölümlü protezlerin zayıf performansı, hareketli bölümlü protezlerin kullanımı sonucu meydana gelen komplikasyonlar, implant destekli protezlerin avantajları ve uzun dönem sonuçlarıdır.

2.1.2 İmplant Sınıflamaları

Günümüzde kullanımı yaygın hale gelen implantlar farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırmalar;

- Yerleştirildiği dokuya,
- Kullanılan materyal türüne,
- İmplantların doku ilişkilerine,
- İmplant şekline göre oluşturulmuştur.

Günümüzde endoosseöz implantlar osseointegrasyondaki gelişmeler ışığında en yaygın kullanılan implant türüdür¹⁰.

Günümüzde çoğunlukla solid silindirik vida tasarımlı implantlar tercih edilmektedir. Materyal konusunda yapılan araştırmalar sonucunda titanyum mekanik ve biyolojik kalite unsurlarını ortak barındıran ideal bir materyal olduğunu kanıtlamıştır. Titanyumun bu özelliği onu örten oksit tabakası ile açıklanabilir. Oksit tabakası sayesinde metal ile çevre doku arasında iyon alışverişi olmaz. Titanyumun yüzeyi çeşitli şekillerde kaplanarak veya pürüzlendirilerek yüzey alanı artırılmış ve osseöz iyileşme hızlandırılmıştır. Bunlardan bazıları;

- Titanyum Plasm-Spray Kaplama (TPS)
- HA kaplama
- Laser ile Yüzey Pürüzlendirme (LISR)
- Kumlama Yüzey Asitleme (SLA)

- Eriyebilen HA Tozları ile Pürüzlendirilmedi (MTX).

2.1.3 İmplant Endikasyonları

Zarb ve arkadaşları (1987) implant endikasyonlarını;

- Total protezlerden gerçek dışı beklentisi olan hastalar,
- Protezin stabilitesini olumsuz etkileyen parafonksiyonel hareketi olan hastalar,
- Düşük doku toleransı,
- Bulantı refleksi olan hastalar,
- Hareketli protez kullanamayan hastalar,
- Sabit bölümlü protez desteği için uygun sayı ve yerde doğal diş desteği bulunmayan hastalar,
- Destek dişlerin preparasyonunun istenmediği durumlar, olarak belirtmişlerdir.
- Davarpanah ve arkadaşları (2003) ise implant endikasyonlarını;
- Hareketli protez tutuculuğunun az olması Hareketli protez stabilitesinin az olması,
- Psikolojik olarak hareketli protez kullanamayan hastalar,
- Mevcut destek dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olması,
- Komşu diş dokularının sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri, olarak belirtmişlerdir.

2.1.4 İmplant Kontrendikasyonları

Hobo ve arkadaşları (1991) implant kontrendikasyonlarını, kesin ve kesin olmayan olmak üzere ikiye ayırmışlardır.

Kesin kontrendikasyonlar;

- Yüksek doz radyasyon alan hastalar,
- Psikiyatrik problemlili hastalar,

- Hematolojik sistem bozukluğuna sahip hastalar olarak belirtmişlerdir.

Kesin olmayan kontrendikasyonlar ise;

- Sert ve yumuşak doku patolojileri,
- Yeni diş çekimi bölgeleri,
- İlaç, alkol, sigara bağımlısı kişiler ve
- Düşük doz radyasyona maruz kalan hastalar olarak belirtmişlerdir.

Rosenstiel ve arkadaşları (2006) ise implant kontrendikasyonlarını;

- Akut hastalık,
- Hamilelik,
- Kontrolsüz sistemik hastalık varlığı,
- Hasta beklentilerinin gerçek üstü olması,
- Protez yapılmasının mümkün olmadığı durumlar olarak belirtmişlerdir.

2.1.5 İmplant Üst Yapı Protezlerinin Sınıflandırılması

Bir implant sistemi üç bölümden oluşur;

İnfrastrüktür: İmplant sisteminin alt yapısı olup çene kemiğinin içerisine cerrahi olarak yerleştirilen implant çivisini ve postunu ifade eder.

Suprastrüktür: İmplant sisteminin üst yapısıdır. İmplant üzerine yapılan protezi ifade eder.

Mezostrüktür: İmplant sisteminin ara yapısıdır. İnfrastrüktür ile suprastrüktürün birleşmesini sağlar.

İmplant üstü protez yapımında klinik değerlendirme ve yapılardan sonra uygulanan implantların üzerine yapılacak protezlerin, protetik parçalarının değerlendirilmesi gerekir. Bunlara protezin üst yapı parçaları denir. Çeşitli implant tiplerine göre yapılması planlanan protezlerin şekilleri ve laboratuvar uygulamaları dikkate alınarak üç grup altında üst yapı elemanları değerlendirilebilir.

- İyileşme başlık ve vidaları,
- Ölçü transfer, laboratuvar post ve başlıkları,
- Protetik postlar ve ara parçalar .

2.1.5.1 İyileşme Başlık ve Vidaları

İyileşme başlık ve vidaları implant tipine ve cerrahi uygulamalara göre çeşitlilik gösterir. İmplantların yerleştirilmesinde iki farklı teknik kullanılır ve iyileşme yani osteointegrasyon dönemindeki geçici protezlerde buna göre özellik taşır.

Cerrahi işlemleri çift aşamalı olan implantlarda, implant yerleştirildikten sonra üzerine bir kapayıcı vida konur ve onun üzerine de flep dikilir. İmplant tümü ile mukoza altında kaldığından kapayıcı vida kullanılmaktadır. Osteointegrasyon sağlama süreci içerisinde implantın üst bölümünün içinde kemik oluşmasını engelleyen dolayısıyla ara parça uygulanmasına imkân tanıyan bölüm, metal veya silikon iyileşme başlığı adını alır. Bunlar ikinci cerrahi işlem sonrası protetik postların takılıp çıkarılması ve implant üzerindeki mukozaya şekil belirleyici olarak uygulanır.

Tek aşamalı cerrahide iyileşme başlıkları osseointegrasyon aşamasında implant üstünde kalmakta ve mukozayı şekillendirmektedir. İkincil bir cerrahi işlem gerekmez, protetik postların takılıp çıkarılmasına olanak sağlayan bu başlıklar healing cap, tissue abutment, geçici healing abutment gibi çeşitli isimlerde prefabrike olarak piyasada bulunur. Polietilenden yapılmış tek kullanımlı olduğu gibi titanyumdan yapılmış birkaç kullanımlı da olabilir.

2.1.5.2 Ölçü Transfer, Laboratuvar Post ve Başlıkları

Geleneksel sabit protezlerde ölçü, diş kesimiyle ilgili tüm bilgilerin laboratuvara iletilmesine yardımcı olur. Ölçüyle ağızda yapılan tüm işlemlerin hassas bir kopyası elde edilmelidir. İmplant destekli protezlerde de aynı yaklaşım sergilenmelidir. Ölçü işlemi hazır ölçü kaşıklarının kullanıldığı kapalı ölçü yöntemiyle ya da kişisel ölçü kaşıklarının hazırlandığı açık ölçü yöntemiyle gerçekleştirilebilir.

Kullanım amaçlarına göre hazırlanmış ölçü postlarını ve laboratuvar parçalarını 4 grupta inceleyebiliriz:

- Orijinal postlar: Bazı implant tiplerinde üst yapı protezi için hazırlanmış protetik postları ölçü transfer postu olarak kullanmak mümkündür.

- Plastik ölçü postları: Plastikten hazırlanmış postlar, ölçü transfer işlemi ve laboratuvar çalışmalarında kullanılır. Bunların avantajı orjinal postların bozulma riskini azaltması ve ucuz olmasıdır.
- Metal ölçü postları: Plastik ölçü postlarının birkaç kullanımdan sonra bozulması üzerine metal ölçü ve transfer postları geliştirilmiştir. Yapılması düşünülen üst yapı protezlerine göre tek veya çift parçalı olarak kullanılmaktadır.
- İmplant güdüğü: Bu parçalar çene kemiği içinde bulunan implantların pozisyonu ve iç vidalama sistemi içeren metalden hazırlanmış kopyalardır. Bunların üzerine orjinal protetik postlar yerleştirilerek implant üstü protezin laboratuvar aşamaları tamamlanır.

2.1.5.3 Protetik Postlar ve Ara Parçalar

İmplant dayanağı, dental implantın sabit veya hareketli proteze destek veren ve/veya tutuculuğuna yardım eden bölümüne verilen isimdir. İmplant dayanakları üst yapı veya protezin dayanağa tutunmasına göre 3 ana kategoriye ayrılmıştır:

- Protezin veya üst yapının tutunması için bir vidanın kullanıldığı vida retansiyonlu dayanaklar
- Protezin veya üst yapının tutunması için bir dental simanın kullanıldığı siman retansiyonlu dayanaklar
- Hareketli bir protezin retansiyonu için bir ataşmanın kullanıldığı ataşman dayanaklar.¹¹

İmplantın bakımı ve implant üstü protezlerin tamiri açısından implant üstü protezlerin çıkarılabilirliği önemlidir.¹² 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 ¹³⁻¹⁴ 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.¹³

Siman tutuculu protezlerin üretimi vida tutuculu protezlere göre daha kolaydır çünkü siman tutuculu protezlerin laboratuvar ve klinik prosedürleri geleneksel sabit protezlerle aynıdır.^{11, 13, 15} Vida tutuculu protezler ekstra parçalar gerektirdiği için genellikle daha maliyetlidir.¹⁶

Siman tutuculu protezlerde özellikle ağız açıklığı kısıtlanmış hastalarda posterior bölgelere ulaşmak ve tedaviyi gerçekleştirmek daha kolaydır.^{11, 13}

Siman tutuculu protezlerde vida tutuculu protezlerde olduğu gibi oklüzal yüzde vida boşlukları olmadığı için daha ideal ve stabil oklüzal kontaklar oluşturmak mümkündür.^{11, 13, 15, 17} Bu vida boşlukları lateral ve protrüziv hareketlerde çatışmalara neden olabilir ve anterior rehberliği de tehlikeye atabilir.¹³

Vida tutuculu protezlerde vida gevşemesi ciddi bir problemdir.¹⁸⁻²¹ Yapılan bir çalışmada tek üyeli vida tutuculu protezlerde vida gevşeme oranı %65 olarak bildirilmiştir.¹⁸ Buna karşın başka bir çalışmada siman tutuculu protezlerde desimantasyon oranı %5'den daha az olduğu bildirilmiştir.²²⁻²³

Vida tutuculu protezlerin en büyük avantajı istenildiği zaman protez veya implanta zarar vermeden çıkarılabilmesidir.^{13, 16} Ayrıca siman tutuculu protezlere göre daha az zamanda^{15, 24} daha az maliyetle protetik parçalar ayarlanabilir, vidalar yeniden sıkıştırılabilir, kırılan parçalar tamir edilebilir.²⁵

İmplant dayanakları kişiye özel hazırlanan ve üretici firma tarafından üretilen prefabrike bir diğer ifade ile hazır dayanaklar şeklinde sınıflandırılabilir.²² Kişisel dayanaklar genellikle hazır olanlara göre daha pahalıdır ve hazır dayanakların yeterli olmadığı durumlarda kullanılırlar.

İmplant gövdesi ile dayanak arasındaki aksiyal ilişkiye göre 3 dayanak tipinden her biri ilave olarak düz veya açılı olarak da sınıflandırılabilir.²⁶

2.2 Dental Alaşımlar

2.2.1 Soy Metal Alaşımlar

2.2.1.1 Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları

En uzun geçmişi olan metal altyapı alaşımlarından biridir, günümüzde geçmişteki kadar kullanılmamasının nedeni çok pahalı olmasıdır. Altın-platin- paladyum alaşımlarının bileşim oranları değişkenlik gösterir. Bazı ürünlerde paladyum seviyesi platin seviyesinden yüksektir ve altın-paladyum-platin metalleri olarak adlandırılırlar. Bazılarında ise paladyum tamamen elimine edilmiştir ve kısaca altın-platin alaşımları olarak adlandırılırlar.²⁷

2.2.1.2 Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları

Bu alaşımlar altın-platin-paladyum alaşımlarının temel sınırlamalarının üstesinden gelebilmek için geliştirilmişlerdir. Zayıf akma direnci, düşük sertlik değerlerine sahiptirler ve maliyetleri yüksektir. Temel altın-paladyum-gümüş bileşiminde iki değişken oluşturulmuş ve yüksek-gümüş ve düşük-gümüş olarak tanımlanmıştır. Bunlar altın esaslı alaşımlar oldukları için yüksek gümüş ve düşük gümüş alaşımlarının işlenebilirliği altın-platin-paladyum metallerine benzer ve birçok avantaj ve dezavantajlarını da ilerinde barındırır.²⁷

2.2.1.3 Altın-Paladyum (Au-Pd) Alaşımları

Bu zgn sistem altın-platin-gümüş ve paladyum-gümüş alaşımlarının iki temel sorununu ozmek için geliştirilmiştir. Bu sistem, porselen renklenmesi ve ısısız genleşme katsayısının çok yüksek olması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu platin (beyaz) renkli alaşımlar soy metal seramik alaşımı kullanıcıları arasında çok popülerdir. Yine de bazı yüksek genleşmeli porselen sistemleri ile ısısız olarak uyumlu değillerdir. Bu alaşımın

türünün en sık kullanılan formülasyonlarından biri altın %51.5 paladyum %38.5 galyum %5 ve eser miktarda indiyum ve kalay oranlarına sahiptir.²⁷

2.2.1.4 Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) Alaşımları

Paladyum-gümüş alaşımları çoğunlukla %50-60 oranında paladyum içermektedirler. Metal-seramik restorasyonlar için uygun fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip paladyum-gümüş alaşımlarının sahip olduğu %50-60 soyluluk oranı, korozyona ve lekelenmeye karşı direnci arttırmaktadır. Yüksek elastisite modülü, iyi derecede dökülebilirlik, yüksek akma direnci ve mükemmel porselen bağlantısı bu alaşımların en önemli avantajlarıdır.²⁷ Bu grubun asıl dezavantajı, gümüş nedeniyle porselende görülen yeşilimsi renk değişimlerinin altın-paladyum-gümüş alaşımları gibi düşük gümüş içerikli alaşımlara göre daha fazla oluşmasıdır.

2.2.1.5 Yüksek Paladyum Alaşımları

Bu sistemin geliştirilmesi ile birlikte çok çeşitli tipteki yüksek paladyum alaşımı da piyasaya sürülmüştür. En popüler bileşimleri *kobalt* içeren bir grup ve *bakır* içeren bir diğer grup olarak bilinir. Bu iki yüksek paladyum alaşımı formülasyonundan *bakır* içereni daha popüler gözükmektedir. Bu ürünlerin ticari olarak en başarılı türlerinin tavsiye edilen bileşiminde %79 paladyum ve %2 altın vardır.²⁷ Bazı üreticiler, %1-2 altın ve/veya platin gibi bazı soy metallerin eklenmesinin yüksek paladyum alaşımının tanecik yapısını geliştireceğini belirtmişlerdir fakat bu görüş kabul görmemiştir.²⁸

Kobalt ve bakır içeren orijinal yüksek paladyum alaşımlarının bazı olumsuz yönlerini giderebilmek için, kobalt ve bakırın kullanılmadığı ikinci jenerasyon yüksek paladyum alaşımları geliştirilmiştir. Aslında, kobalt- ve bakır- gruplarının üretime sunulduğu zaman, yeni bir yüksek paladyum-gümüş-altın alaşımı kavramı da gündeme gelmiştir. Yine de, o zaman bu özgün yüksek paladyum bileşimi pek dikkat çekmemiştir.²⁹

Yüksek paladyum-kobalt ve yüksek paladyum-bakır alaşımları koyu oksit tabakaları, yüksek sıcaklığa karşı zayıf direnç (bakır grubu) ve kenar akması (bakır grubu) nedeni ile

pazar paylarını yitirdiklerinde, dikkatler yüksek paladyum-gümüş- altın formülasyonuna çevrilmiştir. Popülariteleri karşılaştırıldığında, bu alaşımların performansları hakkında az bilgi mevcuttur ancak genel bileşimleri bilinmektedir. Yüksek paladyum-gümüş-altın alaşımlarının avantajları, maliyetlerinin düşük olması (altın esaslı alaşımlarla karşılaştırıldığında), yüksek ısı dirençlerinin artmış olması ve daha açık renkli bir yüzey oksit tabakasının oluşmasıdır.

2.2.2 Temel Metal Alaşımlar

2.2.2.1 Nikel-Krom Alaşımları

Bu alaşımlar %60 veya daha fazla oranda nikel ile %20 veya daha fazla oranda krom içerirler. Krom ilavesi alaşımın lekelenmeye ve korozyona direncini arttırmaktadır. Nikel alaşımları kıymetli alaşımlardan daha serttir ve çekme dayanıklılıkları oldukça yüksektir. Bu özellikleri daha ince restorasyonlar yapılabilmesine olanak tanırken, aynı zamanda dayanıklılığın oldukça önemli olduğu uzun köprülerde de kullanılabilme imkanı tanır.³⁰⁻³¹

Nikel-krom alaşımlarının, döküm sonrası marjinlerde deformasyon görülebilmesi, dokularda alerjik reaksiyona neden olabilmeleri, içeriklerine bağlı kontrolsüz oksit tabakası oluşabilmesi ve yüksek sertlik derecesi nedeniyle parlatma işlemlerinin zor olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.²⁹

2.2.2.2 Nikel-Krom-Berilyum Alaşımları

Nikel-krom alaşımlarına berilyum eklenmesi, alaşımın akışkanlığını arttırarak dökülebilirlik özelliğini geliştirmek ve yüksek sıcaklıkta meydana gelen kalın oksit tabakası oluşumunu engellemek amacıyla yapılmaktadır. Ancak berilyumun kanserojen etkisi ve vücuttan atılımının zor olması nedeniyle berilyum içermeyen nikel-krom alaşımları kullanılmaktadır.²⁷

2.2.2.3 Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları

İçeriğinde %53-68 oranında kobalt, %25-34 oranında krom ve eser miktarda molibden bulunmaktadır.²⁷ Nikel ve berilyum içermedikleri için toksisitenin olmaması, düşük yoğunluk ve düşük maliyetleri önemli avantajlarıdır. Ancak nikel-krom alaşımlarına göre döküm ve işlenebilme zorluğu ile beraber yüksek sertliğe sahip olmaları, kobalt-krom alaşımlarının en önemli dezavantajlarıdır.^{27, 29}

2.2.2.4 Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum, yaklaşık 30 yıldan beri ticari olarak kullanılan kıymetli bir metaldir. Korozyona karşı dirençlidir, yüksek dayanıklılığa sahiptir ve düşük özgül ağırlıklıdır.³² Diş hekimliğinde titanyum genellikle saf olarak kullanılmaz. Titanyum- Alüminyum- Vanadyum alaşımı şeklinde kullanılmaktadır. Üstün biyolojik uyumluluk, yeterli fiziksel ve mekanik özellikler ve üstün bir korozyon direnci sergilemesine rağmen titanyum alaşımlarının dökülebilmeleri oldukça güçtür. Çok yüksek döküm sıcaklığı (yaklaşık 2000° C) gerektirmeleri, çok hızlı bir şekilde okside olmaları ve revetman materyalleri ile etkileşime girmeleri en önemli dezavantajlarıdır. Titanyum alaşımlarından restorasyon elde edilme zorluğu, bu alaşımların kullanımı üzerinde olumsuz etki oluşturmuştur.²⁹ Titanyumun metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve çok kararlı olan pasif film tabakası sayesinde mükemmel korozyon direncinin olduğu bilinmektedir.^{27, 33}

2.2.3 Metal Alaşımların Elde Edilme Yöntemleri

2.2.3.1 Döküm

Diş hekimliğinde metal alt yapıların hazırlanmasında 1907 den bu yana Dr. Taggart tarafından tarif edilmiş olan “kayıp mum tekniğı” kullanılmaktadır. Kayıp mum tekniğı ile hazırlanacak olan metal altyapının üretimi için diş hekiminin ölçü alması gerekir. Ölçü

işlemi hasta ve hekim açısından sıkıntı yaratan işlemdir. Ölçü aşamasından sonra ana model hazırlanır. Mum modelaj, revetmana alma ve mum atımı işlemlerini takiben restorasyonun dökümü yapılır. Son olarak elde edilen döküm kronların tesviye ve polisajları yapılır.

2.2.3.2 Cad/Cam ve Kopya Freze

Bin dokuz yüz seksenlerin başlarında dijital bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişimin diş hekimliği çalışma alanına da yansısıyla CAD/CAM sistemleri gelişmiştir. Bu yıllarda CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesinde başlıca üç öncü araştırmacı vardır. Bunlardan ilki Dr. Duret, 1971 yılından itibaren bu alanda çalışmalarını sürdürmüştür. Sopha[®] sistemini geliştirmiştir ki bu buluşun, dental CAD/CAM teknolojisinin gelişiminde büyük etkisi vardır. Daha sonra Dr. Moermann, CEREC[®] sistemini geliştirmiştir. Son olarak Dr. Andersson, Procera[®] sistemini geliştirmiştir.

Bin dokuz yüz seksenlerin başında altın fiyatlarındaki artış nedeniyle nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak özellikle kuzey avrupada metal alerjileriyle karşılaşmış bu nedenle titanyum materyali piyasaya sürülmüştür. Dr. Andersson dökümü zor olan bu materyali CAD/CAM sisteminde işlenebilmesini sağlamış ve daha sonra sistemi tüm dünyadan CAD verilerinin yollandığı işleme merkezi haline getirmiştir.³⁴

CAD-CAM sistemi, bilgisayar ile veri toplayarak, dizayn ve çeşitli ürünlerin yapım işlemlerinde kullanılmaktadır. Bilgisayar destekli tasarım (CAD-Computer Aided Design), bilgisayar destekli üretim (CAM-Computer Aided Manufacturing), bilgisayar sayısal kontrolü (CNC-Computer Numeric Controlled) ve bilgisayarla entegre imalat (CIM-Computer Integrated Manufacturing) gibi teknolojiler son yıllarda hızla gelişmektedir.

Bilgisayar yardımı ile üretimin kontrolü üzerine elde edilen başarılı sonuçlar, diş hekimliği alanındaki restorasyonların da bilgisayar destekli olarak üretilmesi fikrinin ortaya atılmasına neden olmuştur ve bilgisayar destekli dental tasarım (CADD- Computer Aided Dental Design) geliştirilmiştir. CAD/CAM sistemleri kullanılarak hem çalışma yöntemleri basitleştirilmiş hem de daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılabilmesi mümkün olmuştur.³⁵

Tasarımın bilgisayarda yapılması, her aşamada fayda sağlamaktadır. Bunlardan en önemlileri tasarım hızlı üretilmesi, yüksek hassasiyet ve ilgili tasarımların kolaylıkla değiştirilebiliyor ve çoğaltılabiliyor olmasıdır. Konvansiyonel prosedürlerdeki ölçü alma, alçı dökme, mum modelaj yapma ve bundan sonraki aşamalar yeni geliştirilen sistemlerle insana bağlı hatalar ortadan kaldırılacaktır. Günümüzde mevcut sistemlerle alınan ölçü ya da dökülen alçı modellerden lazer tarayıcılar ile, hatta direkt ağız içerisinden görüntüler alınarak 3D modeller oluşturulabilmekte ve sonrasında üretimi yapılabilmektedir. Şu an bu sistemlerin daha hızlı veri toplaması, daha güvenilir model oluşturabilmesi için yazılımlar ve donanımlar üzerinde yoğun çalışmalar sürdürülmektedir.⁸

Bilgisayar ve otomasyon teknolojisinin gelişmesi ile birlikte diş hekimliğinde restorasyon yapım teknikleri değişmektedir. Özellikle otomatik üretim metotlarında yüksek kalitede materyallerin kullanılması ve maliyetin düşmesi için çalışmalar yapılmaktadır. Teknisyenlerin kişisel becerilerinin değişkenliği, bu sistemlerle ortadan kaldırılmaktadır. Yüksek kalitede üretim standart hale getirilmektedir. Örneğin 50 üyeli bir işin hazırlığı teknisyenin elinde oldukça uzun bir sürede hazırlanırken, otomasyon teknolojisi ile gün içerisinde bitirilebilmektedir.⁸

Diş hekimliğinde uygulanan restorasyon üretiminin otomasyonundan beklenen hedefler; ticari olarak üretilen materyal blokları kullanılarak daha yüksek ve üniform kalitede restorasyonların elde edilmesi, restorasyon şekillendirme işleminin standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesi olmuştur.³⁶

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenaruyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır.³⁷

2.2.3.2.1 Cad–Cam Sistemlerinin Sınıflaması

Açık ve kapalı sistemler olmak üzere 2 türlü sistem dental marketlerde yerini aldığından bir sınıflama bu şekilde yapılabilir. Açık sistemlerde; dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu sistemle, CAM sistemlerinde seçim

yapılabilmesine olanak sağlandığı gibi, farklı üretim merkezleri arasında da seçim olanağı sağlanır. Kapalı sistemler ise; tarayıcı, yazılım ve donanımı bir arada içeren sistemlerdir.³⁸

CAD/CAM sistemleri ile ilgili yapılan diğer bir sınıflama ise makine destekli üretimin, klinikte ya da laboratuvarında gerçekleştirilmesine göre yapılmaktadır. Eğer restorasyon klinikte direkt olarak diş hazırlığı ile aynı seansta üretilirse, bu “chair- side concept” olarak isimlendirilir. Direkt yöntemin avantajı tüm işlemin tek seansta tamamlanması nedeniyle zamandan tasarruf edilmesidir. Bu sistemi kapalı cad/cam sistem grubuna dahil edebiliriz. Eğer yöntem diş laboratuvarı işlemi gerektirirse bu “lab-side concept” olarak ifade edilir. Bu da açık sisteme dahil edilebilir. Laboratuvarında kullanılan sistemin avantajı bu cihazların farklı işlemlerde kullanılabilmesidir.^{35, 38}

2.2.3.2.2 Cad–Cam Sistemlerini Oluşturan Parçalar

Dental CAD/CAM sistemleri üç yapısal elemandan oluşur:

- Görüntü Alma: Yapının geometrisini dijital ortama aktaracak olan optik veya mekanik bir tarayıcı.
- Restorasyon Dizaynı: Elde edilecek ürüne ait verilerin oluşturulacağı bir yazılım programı.
- Restorasyonun Üretilmesi: Tasarlanan veriyi istenilen ürüne dönüştürebilecek bir üretim teknolojisi.³⁹

2.2.3.2.2.1 Görüntü Alma

Görüntü alma, diş hekimliğinde kullanılan endüstriyel CAD/CAM sistemleri arasında dikkat çekici şekilde farklılık göstermektedir.

Temel olarak iki farklı tarama sistemi bulunmaktadır: -

- Optik tarayıcılar
- Mekanik tarayıcılar .

2.2.3.2.2.1.1 Optik Tarayıcı

Bu tarayıcı sistemler “üçgenleştirme tekniği” olarak isimlendirilen bir yöntem kullanarak üç boyutlu görüntü kaydı yapmaktadırlar. Bu sistemde ışık kaynağı (örn: lazer) ve reseptör ünite birbirleriyle belirli bir pozisyonda konumlandırılırlar. Bu pozisyon bilgisayarın reseptörden gelen görüntüleri üç boyutlu veriler haline dönüştürmesine imkan vermektedir.⁴⁰ Optik tarayıcılar ışık kaynağı olarak beyaz ışık demeti veya lazer ışını kullanırlar.

CAD/CAM üretiminde ağız içi veri kaydı (optik ölçü) ile ağzın tam bir modeli dijital ortama aktarılabilir. Böylelikle hem üretim kalitesi artmakta hem de maliyet düşmektedir. Bilgisayar yazılımlarındaki yenilikler sayesinde, veriler, dental laboratuvar veya üretim merkezlerine gönderilmeden önce preparasyon alanının kalitesi ağız ortamında son kez değerlendirilebilmektedir.³⁹

Bazı sistemler dışında bu yüksek hassasiyetteki tarayıcıların ağız içinde kullanımı sınırlıdır. Dental kullanıma sunulmuş optik tarayıcıların bir kısmı aşağıda belirtilmiştir:

Lava Scan ST (3M ESPE, beyaz ışık demeti) Everest Scan (KaVo, beyaz ışık demeti) Esl (Etkon, lazer ışını).³⁹

2.2.3.2.2.1.2 Mekanik Tarayıcı

Bu tarama sisteminde, ana model çizgisel alanlarla mekanik olarak okunur ve üç boyutlu yapının ölçümleri yapılır. Procera Tarayıcı (Nobel Bio-care, Göteborg, Sweden) diş hekimliğinde kullanılan mekanik tarayıcılara verilebilecek tek örnektir. Bu tarama sistemi, tarayıcı uç çapının freze sisteminin en küçük grenine uyumlu olarak hazırlanması sayesinde ölçüm yaptığı her noktayı freze edebilme yeteneğine sahiptir ve bu özellik ona seçkin bir yer kazandırmıştır.⁴⁰ Bu tarama tekniği, pahalı parçalarca oluşturulan karmaşık bir sisteme sahiptir ve bu özellik uzun dönem kullanımlarda, optik sistemlerle karşılaştırıldığında dezavantaj olarak düşünülebilir.³⁹

Mekanik tarayıcılar doğru şekilde pozisyonlandırılarak, prepare edilmiş dişin tüm yüzeylerinin haritasını çıkarmaktadırlar. Optik tarayıcıların birçoğu en ufak harekete dahi duyarlıdırlar. Görüntü alınması sırasında, hastanın hareket etmesi, görüntünün kalitesinden

taviz verilmesine ve dolayısıyla sonuç restorasyonun uyumsuz olmasına neden olacaktır. Birçok durumda görüntü almak için kullanılan tarayıcılar, tercih edilen CAD/CAM sisteminin bir parçasıdır ve sadece kendilerine uygun tasarım (CAD) yazılımı ile çalışırlar.³⁹

2.2.3.2.2.2 Restorasyonun Dizaynı

Az sayıda CAD yazılımı bilgisayar ekranında 3 boyutlu tasarım yapabilme imkanı sağlayabilmektedir. Bu yazılımlardan ancak bazıları, deneyimli teknisyenlerin elinden çıkan restorasyonlara yakın tasarımlar yapabilmektedir. Farklı özelliklere sahip restorasyon çeşitleri oluşturmak için, çoğunlukla CAD/CAM programında, kullanıcının tasarım yapmasına gereksinim duyulmaz ve hazır restorasyon şablonları kullanılır. Bununla birlikte bazı sistemlerde kullanıcılara, restorasyona tamamen kendi istediği formu işleme imkanı sağlanmaktadır.

Bazı yazılımlarda yalnızca kuron ve köprü altyapıları tasarlanabilirken; diğer taraftan tam anatomik kuron, parsiyel kuron, inley, adeziv köprü ve teleskobik kuron dizaynı yapabilme imkanı sunan yazılımlar mevcuttur .

Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD program sanal modeli belirli bir formata dönüştürür. Dental sektörde ulaşılabilen CAD/CAM yazılımlarının yerini daha da geliştirilmiş modeller almakta ve bu güncelleme sürekli devam etmektedir. Buna bağlı olarak, farklı tasarım programlarında tasarlanan yapılar farklı formatlarda kaydedilebilmektedir. Görüntü alma sistemleri gibi tasarım programları da genellikle kendi içindeki sistemlerle uyum gösterirken, kapalı konsept sistemleri gibi farklı birçok sisteme entegre olamamaktadırlar. Bu istenmeyen durumun önüne geçebilmek için, veriler, genellikle standart dönüştürme dili (Standard Transformation Language, STL) formatıyla tanımlanmaktadırlar.⁴⁰

Birçok üretici firma, kendine özgü veri formatları kullanmaktadır ve bunun sonucu olarak farklı sistemlerin yapısal elemanları birbirine uygunluk göstermemektedir. Mevcut CAD/CAM sistemlerinde daha çok tasarım yazılımları farklılık göstermektedir. Birçok sistem, mümkün olduğunca genel özellikler taşıyan bir tasarım şablonu üzerinde dururken, bazı sistemler de kullanıcıya özel tasarım imkanları sunabilmektedir.³⁹ Kullanıcıya özel

programlara örnek olarak, Dental Designer (Kopenhag, Danimarka) ve Dental Wings (Montreal- Quebec, Kanada) verilebilir.

Bu yazılım programları, diş hekimliği için geliştirilmiş 3 boyutlu modelleme programlarıdır. Üç boyutlu kuron, köprü, implant destek parçaları ve benzeri yapıların, bilgisayar ortamında yaratılmasına olanak sağlayan bu programların en önemli özelliği, diş hekimliği için geliştirilmiş veya sanayi amaçlı kullanılan her türlü CAM cihazıyla uyum gösterebilen açık konsept yazılımlara sahip olmalarıdır. Bu özellik, kullanıcıya CAD programı ve CAM cihazını birbirinden bağımsız olarak edinebilme imkanı sunmaktadır. Kullanıcı, dilediği CAM cihazıyla dilediği boyutta seramik, zirkonyum, metal alaşımları, titanyum ve diğer restoratif amaçlı kullanılan malzeme tozunu veya bloğunu markaya bağlı kalmadan işleme imkanını elde etmektedir.

2.2.3.2.2.3 Restorasyonun Üretilmesi

Dental teknolojide “CAD/CAM” terimi günümüzde “freze tekniği” kullanılarak üretilen restorasyonları tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır. Bu yanlış bir tanımlamadır. CAD; “bilgisayar destekli tasarım”, CAM; “bilgisayar destekli üretim” cümlelerinin kısaltmalarından oluşmaktadır ve CAD/CAM terimi kullanılan üretim metodu hakkında herhangi bir bilgi vermemektedir.

CAM sistemi, herhangi bir parçayı bilgisayara dayalı olarak üretmektedir. Dental restorasyonların oluşturulması amacıyla çeşitli birçok teknoloji kullanılmaktadır.

Genel olarak restorasyonların üretilmesinde 3 farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar:

- Eksiltme Metodu
- Ekleme Metodu
- Her iki metodun bulunduğu kombine sistemler

2.2.3.2.2.3.1 Eksiltme Metodu

Eksiltme metodu kullanılan sistemlerde restorasyon, elmas frezler ve diskler yardımıyla, prefabrik bir bloktan aşındırılarak üretilmektedir. “Eksiltme Metodu/Subtractive Method” olarak adlandırılan bu yöntemde, oluşturulmak istenen restorasyon, tek parça bloktan aşındırılarak, çıkartma esasına göre üretilmektedir. Eksiltme yöntemi, tek parça yapıları oluşturmada oldukça başarılıdır ancak büyük miktarda materyalin aşındırılıp uzaklaştırılarak kaybedilmesi söz konusudur. Tipik bir restorasyon elde etmek için prefabrik bloğun ortalama olarak %90’lık bir kısmından faydalanılmamaktadır; başka bir deyişle söz konusu metal bloğun ortalama %90’lık kısmı aşındırılarak atılmaktadır.³⁸

2.2.3.2.2.3.2 Ekleme Metodu

“Ekleme Metodu/Additive Method” eksiltme yöntemine alternatif olarak dental CAD/CAM sistemlerde kullanılmaya başlanmıştır.

Ekleme yönteminin kullanıldığı CAD/CAM sistemlerinde, bilgisayarda tasarlanan parça üzerinde, freze yoluna benzer rehber bir koordinat oluşturulur. Bu sistemde üretim, parça kesmek yerine, oluşturulan rehber koordinat yardımıyla tasarlanan parça oluşana kadar seramik veya metal tozu kullanarak malzemenin sinterizasyonu yani birleştirilmesi şeklindedir. Ekleme yöntemi atık malzeme oluşturmaması avantajı ile dikkat çekici bir sistemdir.

2.2.3.2.2.3.3 Kombine Sistemler

Birtakım endüstriyel CAD/CAM sistemleri, ekleme ve eksiltme üretim yaklaşımlarını bir arada kullanmaktadırlar. Bu kombine sistemlerden biri olan Prodera sisteminde preparasyonu yapılan dişlerde 3 boyutlu kayıtlar üzerinden eksiltme yöntemi kullanılarak her boyutta genişletilmiş metal bir güdük modeli üretilir. Bu genişletme miktarı restorasyonun son sertleşmesini sağlamak amacıyla sinterizasyona bağlı büzülme miktarı

hesaplanarak belirlenmektedir. Restorasyonu oluşturacak seramik tozu ekleme yöntemi kullanılarak metal güdük üzerine yüksek basınç altında sıkıştırılarak adapte edilir ve final restorasyondan daha büyük boyutta bir yapı oluşturulur. Daha sonra dış konturlar oluşturulmak üzere restorasyon freze edilir. Normalden büyük boyutlarda elde edilmiş restorasyon, güdük modelinden çıkarılır. Ardından, olabildiğince dirençli hale gelmesi için sinterleme fırınına aktarılır. Fırındaki yüksek sıcaklık restorasyonun boyutsal olarak büzülmesini ve istenilen uyumlu boyutuna gelmesini sağlamaktadır.

2.2.3.3 Lazer Sinterizasyon

Kıymetsiz metal alaşımların maliyetlerinin düşük olması göz önünde bulundurulduğunda, kıymetsiz alaşımların dökümü esnasında karşılaşılan problemlerin üstesinden gelebilmek ve harcanan zamanı minimuma indirmek için yeni bir hızlı üretim tekniğine ihtiyaç vardır.

Hızlı üretim teknolojileri üç boyutlu tasarım programı ile hazırlanmış sanal modellerden gerçek prototipler üretmeyi sağlar. Hızlı üretim sistemleri bir ürününün geliştirilmesinde ya da imalatı öncesinde çok farklı amaçlar için gerekli prototip ihtiyaçlarını hızlı ve doğru bir şekilde karşılayabilmektedir. Kullanıcı açısından bakıldığında çalışma prensipleri farklılıklar gösteren hızlı üretim sistemleri, farklı uygulama alanlarında kullanılabilen ve malzeme, üretim süresi ve maliyet açısından değişik alternatifler sunabilmektedir. Çok karmaşık geometrisi olan objelerin bile tabakalı üretim sayesinde arzu edilen hassasiyet ve doğrulukta ve kısa sürede üretilmesi gibi avantajları ile kullanıcıya alternatifler sunmaktadır.⁴¹

Metaller için tabakalı üretim tekniklerinin temelleri Ciraud⁴²'un 1971'de aldığı patent ile atılmıştır. Üç boyutlu lazer kaplama teknolojisinin de öncüsü olan ve seçici lazer sinterleme (Selective Laser Sintering, SLS) ve seçici lazer eritme (Selective Laser Melting, SLM) sistemlerinin kavramlarını tanımlayan Ciraud⁴³, 1977 yılında Household patentlerini almıştır. Deckard⁴⁴'ın 1986'da Teksas Üniversitesi'nde yaptığı çalışma 1992 yılında ortaya çıkarılan ilk masaüstü üretim (Desktop Manufacturing, DTM) makinesi ile sonuçlanmıştır. Deckard geliştirdiği sistemi ilk olarak Parçaların Seçici Sinterleme ile Tabakalı Üretimi (Part

Generation by Layerwise Selective Sintering, PGLSS) olarak adlandırmış ardından bu ismi seçici lazer sinterleme olarak değiştirmiştir.

Günümüzde metallerin doğrudan lazer ile sinterizasyonu, tekniğin getirdiği yenilikler göz önünde bulundurulduğunda dental saha için kullanımı avantajlı görünmektedir. Kullanım için öngörülen ve çalışmaların yürütüldüğü dental alanlar; poroz polycaprolactone (PCL) malzemenen üretilen ve kemik ile kartilaj tamirinde kullanılan gözenekli kafesler, titanyumdan elde edilen implantlar ve restoratif diş hekimliğinde kullanılan altyapıların elde edilmesini konu olmaktadır.⁴⁵⁻⁴⁶

Tabakalı üretim (Layer Manufacturing, LM), diğer adı ile hızlı prototipleme, tekniklerinin yaklaşık 30 yıllık bir tarihçesi mevcuttur. Bu teknikler CAD ile üretilen üç boyutlu katı modellerden, doğrudan, tabaka-tabaka fiziksel modeller üretirler.⁴⁷⁻⁴⁸

Hızlı prototipleme (Rapid Prototyping), 3-boyutlu (3D) CAD tasarımı yapılan numunelerin tasarımıdaki hatalarını görmek veya kullanıma uygunluğunu tespit etmek için hızlı imalat teknolojisi sonucu oluşan prototip üzerinde inceleme yapmaya imkan sağlamıştır. Son yıllarda gelişen teknoloji ile SLS ve SLM makineleri, prototip anlayışını kırarak doğrudan üretim olanağı sunmuştur.⁴⁹

Hızlı üretim, gerçek üretim parçaları (son ürün) olan ve çeşitli temel gereklilikleri sağlayan fonksiyonel parçaların üretilmesi anlamına gelir.⁵⁰

Hızlı aletleme hızlı üretimin alt kategorisi olarak değerlendirilebilir. Bu terim tabakalı üretim teknolojisi ile üretilen fonksiyonel alet parçaları için kullanılmaktadır.^{42, 51}

Seçici Lazer Sinterleme, lazer enerjisi kullanılarak gerçekleştirilen tabakalı üretim tekniklerindedir. Bu sistemde alaşım tozu bir yatak üzerine yığılır (Şekil 2.2). Toz yatağının üzerinden geçen bir silindir ya da seviyeleme sistemi yardımı ile toz yatağına sabit kalınlıkta alaşım tozu yerleştirilmesi sağlanır. Toz alaşım katmanının kalınlığı 20-100µm aralığındadır. Galvano aynaların rehberlik ettiği lazer demeti üretilecek cismi oluşturmak üzere her tabakadan sonra toz yatağını tarar. Üç boyutlu obje tamamlanana kadar bu döngü devam eder.⁴⁷

Seçici Lazer Eritme, kullanılan teçhizat yönünden seçici lazer sinterleme metoduna benzer. Fakat seçici lazer eritmede kullanılan yüksek enerji alaşım tozunun tamamen erimesine neden olur. Bu sebeple, seçici lazer eritmede yoğunluğu daha yüksek parçalar üretilebilir.⁵²⁻⁵³ SLM yöntemi ile tam yoğunlukta parçalar üretilebilmektedir fakat doğru işlem kontrolü sağlanmadığında, üretilen parçalarda yüksek iç gerilimler ve zayıf yüzey bitimi meydana

gelir. Bunun sebebi işlem esnasında oluşan yüksek sıcaklık değişimleridir.⁵⁴ SLM işleminde arzu edilmeyen bir diğer durum toz yatağının yüksek enerji yoğunluğuna maruz kalması ile birlikte gelişen buharlaşma ve aşırı basınçtır.⁵⁵

Üç Boyutlu Lazer Kaplama (3-D laser cladding)'da ise bir toz yatağının içinde materyalin kaynaştırılmasından ziyade, toz küçük kanallardan temin edilir. Toz genellikle lazer demetine dik gelecek şekilde verilir. Geleneksel yöntemlerle işlenmiş materyallerin mekanik özelliklerine ve yoğunluğuna yakın veya bu materyallerden daha üstün olan parçaların üretimi sağlanmış olur.^{45, 55}

Seçici lazer sinterleme ve seçici lazer eritme işlemlerinde toz partikülleri dört farklı şekilde bağlanırlar. Bunlar;

- Katı faz sinterizasyonu (SSS, Solid State Sintering)
- Sıvı faz sinterizasyonu ve kısmi erime,
- Tam erime ve
- Kimyasal tetiklemeli birleşme.⁵⁶⁻⁵⁷

Katı faz sinterizasyonu atomların difüzyonu başta olmak üzere, toz taneciklerinin erime sıcaklığının altında birleşmesi ile oluşan bir birleşme sürecidir.⁵⁸ Katı Faz Sinterizasyonunun en önemli avantajı bu yöntemle geniş bir materyal topluluğunun üretilebilmesidir. Fakat katı faz sinterizasyonu katı haldeki difüze atomların yavaş hareket etmesi ve yüksek lazer hızına uyum sağlayamaması nedeni ile tabakalı üretimde az kullanılır.⁵⁹⁻⁶⁰

Sıvı faz sinterizasyonu, diğer parçalar katı halde iken, toz malzemenin bir kısmının erimesi gibi bağ mekanizmaları içerir. Tek veya iki komponentli olabilmektedir. Tek komponentli olduğu zaman yüzeysel erime olur; iki komponentli olduğu zaman ise düşük erime sıcaklığına sahip malzeme bağlayıcı, yüksek erime sıcaklığına sahip malzeme ise yapısal malzeme olacak şekilde bağlanmaktadır.^{57, 61}

Kısmi erime, farklı bir bağlayıcının olmadığı ve sadece yapısal materyallerin uygulandığı durumlarda da mümkün olabilmektedir. Eriyen kısımlar bağlayıcı görevi görür ve etkilenmeyen içyapıların da birleşmesine neden olur.

Tam erime partiküllerin birleştirilmesinde kullanılan bir başka tekniktir ve genellikle işlem sonrası ikinci bir yoğunlaştırma süreci gerektirmeyen tam yoğunlukta parça elde etmek istenildiğinde kullanılır. Metal tozlarının, modern lazer kaynakları ve optikleri kullanılarak, yoğunluğu %99,9'a varan objelerin elde edilebilmesini sağlayan büyük aşamalar kaydedilmiştir.⁵⁷ Kimyasal tetiklemeli bağlanma partikülleri birleştirmede kullanılan bir

diğer önemli mekanizmadır. Günümüzde ticari tabakalı üretim ekipmanlarında yaygın olarak kullanılmamaktadır.⁵⁷

2.3 Dental Yapıştırma Simanları

Sabit protetik restorasyonların kullanımının artışına bağlı olarak dental yapıştırma materyalleri üzerine ilgi her geçen gün artmaktadır. Restoratif malzemelerin diş dokusuyla bütünleşmesi için simanlar yapıştırıcı olarak kullanılmaktadır.⁶² Diş hekimliğinde 1958'den başlamak üzere günümüze dek çeşitli simanlar kullanılmıştır. Simanlar genel olarak iki amaç için kullanılır:

- Dolgu maddeleriyle birlikte ya da tek başına
- Kron köprü protezlerinin diş yapıştırılmasında

Simanlarda aranılan genel özellikler:

- Pulpayı irrite etmemeli,
- Ağız sıvılarında çözünürlük oranı çok az olmalı,
- Kron ile diş arasındaki en ince kesime gidebilecek düşük viskoziteye sahip olmalı,
- Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmalı,
- Biyolojik uyumu iyi olmalı,
- Hazırlama ve sertleşme zamanları yeterli olmalı,
- Diş ve restorasyona iyi bağlanabilmeli ,
- Isısal ve galvanik izolasyon sağlayabilmeli,
- Çürük önleyici özelliği olmalı,
- Translüsensi,
- Radyoopasite,
- Pseudoplastisitedir.

Sabit protezlerin klinik başarısında simantasyonun önemli bir rolü vardır. Sabit parsiyel protezlerin ve geleneksel kronların başarısızlığında ikincil olarak kron retansiyonunun kaybı rol oynamaktadır.⁶³

Simanlar matriks oluşum türlerine göre 5 grupta sınıflandırılırlar. Bunlar;

- Fosfat esaslı simanlar
- Fenolat esaslı simanlar
- Polikarboksilat esaslı simanlar
- Polikarboksilat ve dimetakrilat kombinasyonları
- Polimer esaslı simanlar.²⁹

2.3.1 Fosfat Esaslı Simanlar

2.3.1.1 Çinko Fosfat Siman

Bin sekiz yüz yetmiş dokuz yılında Pierce tarafından geliştirilmiştir. Kullanılan en eski siman tipidir. Bir standart olarak kabul edilmiş ve diğer simanların geliştirilme aşamasında rehber olmuştur. Çinko fosfat simanın tozunu temel olarak %90 oranında çinko oksit oluşturur; oksitin en büyük tamamlayıcısı %2–10 oranında kullanılan magnezyum oksittir.⁶⁴ Likidi % 45–60 fosforik asit , %30–35 su, alüminyum fosfat ve bazen çinko fosfat içerir. Alüminyum, simanın sertleşme reaksiyonunda amorf çinko fosfat oluşumu için gereklidir. Orijinal asit çözeltisi yaklaşık 1/3 oranında su içermektedir.⁶⁵ Optimal simanın elde edilmesinde karıştırma tekniği kritik faktördür. Soğuk cam üzerinde tozun yaklaşık 1,5 dk içerisinde likide karıştırılmasıyla ideal siman elde edilir. Birçok simanda olduğu gibi viskozitesi zamanla artar. Uygun karıştırılmış bir çinko fosfat simanın basınca dayanıklılığı 80-110 Mpa , çekme dayanıklılığı ise 5-7 Mpa 'dır. Sertleşmiş siman çok katıdır. Bu da yüksek çığneme kuvveti uygulanan bölgelerde veya uzun gövdeli sabit protezlerde elastik deformasyona karşı koyar. Herhangi kimyasal bir bağ yapmaz.⁶⁴ Toz ve likidin karıştırılmasıyla kuvvetli bir reaksiyon ortaya çıkar. Hızlı ve ekzotermik olan bu reaksiyon çözünmeyen çinko fosfat oluşumuyla sonuçlanır.

Sonuç olarak; çinko fosfat siman maksimum dayanım değerinin %75'ine ilk bir saat içinde ulaşmaktadır. Sertleşme sırasında su ile temastan mümkün olduğunca kaçınılmalıdır. Nemin artmasıyla simandan fosforik asit salınımı olur ve bu durum simanın çözünürlüğünü anlamlı şekilde arttırmaktadır. Çinko fosfat simanlar; kuron, köprü ve ortodontik bantların

simantasyonunda kullanılır. Ayrıca pulpayı mekanik, termal ve elektriksel uyarılara karşı korumak için kaide maddesi olarak kullanılırlar.²⁹

2.3.1.2 Çinko Fosfat Fluorid Simanı

Çinko fosfat simanların tozunda az miktarda bulunan florid tuzları simandan dışarı sızarak dişlerde bir miktar koruma sağladığına inanılmaktadır. Bazı ortodontik simanlar yapılarında %1–3 oranında bulunan kalay floride bağlı olarak çinko fosfat simanlara nazaran daha düşük dayanma kuvvetine ve daha yüksek çözünürlüğe sahiptirler. Bu tür simanlardan mineye florid salınımı, minede çürük önleyici özelliğe ve daha az çözünmeye neden olmaktadır.

2.3.1.3 Çinko Siliko Fosfat Simanlar

Tozu çinko oksit ve alumina silikat camın karışımıdır. Likidi ise tamponlanmış fosforik asit içerir. Çözünürlükleri fosfat simanlara göre daha düşüktür. Çinko fosfat simanlara göre başlangıç pH'ları yüksektir. Dayanıklılığı çinko fosfat simandan daha fazladır. İçeriğindeki silikat camdan dolayı fosfat simanlardan daha fazla translusensi göstermektedir. Çinko siliko fosfat simanların basma dayanımları 140–170 MPa'dır.^{29, 66}

2.3.1.4 Modifiye Çinko Fosfat Siman Çinko Fosfat Bakır Oksitli Simanlar

Tozu çinko oksit ve siyah bakır oksitten, likidi fosforik asit solüsyonundan oluşur. Siyah bakır simanlar bakır oksit (CuO); kırmızı bakır simanlar bakır dioksit (Cu₂O) içermektedir. Bakır içermesinden dolayı siyah renklidir. Antikaryojenik özellikleri çok zayıftır. Karışımları yüksek derecede asidiktir ve pulpayı daha fazla irrite eder.

Çinko fosfat simanlara göre çözünürlüklerinin daha yüksek olmasına rağmen kuvvetlere karşı dirençleri daha düşüktür.⁶⁶

2.3.2 Fenolat Esaslı Simanlar

2.3.2.1 Çinko Oksit Öjenol Simanları

Toz kısmı ‘çinko oksit’, likit kısmı ise ‘öjenol’dür. Çinko oksitin su ile reaksiyonu sonucu “çinko hidroksit” oluşmaktadır. Ayrıca öjenolün de reaksiyona ilavesi “çinko öjenolat” oluşturmaktadır. Reaksiyona girmemiş çinko oksit partikülleri çinko öjenolatı hidrolize eder. Bu yüzden, bu siman, en yüksek çözünürlüğe sahiptir. Bu nedenle yalnızca geçici dolgu maddesi olarak kullanılmaktadır.⁶⁵

Toz/likit oranının maksimum dayanıklılık için 3:1 veya 4:1 olması gerekmektedir. Yeterli çalışma süresi vardır. Karışmış materyal su veya nem ile temas edince sertleşme reaksiyonu hızlanır. Basma kuvvetleri çinko fosfat simandan daha düşüktür ve 7–40 MPa arasında değişir. En önemli avantajı; pulpa hassasiyetini azaltıcı ve önleyici etkisidir. Gerilme dirençleri düşüktür. Antikaryojenik etkileri azdır. Isı iletkenlikleri dentine yakındır. Pulpaya zararlı etkileri yoktur.^{29, 66}

2.3.2.2 Güçlendirilmiş Çinko Oksit Öjenol Siman

Çinko fosfat simana göre düşük dayanım kuvvetine ve yüksek çözünmeye sahiptir. Bazı rezin restoratif maddelerde renklenmeye neden olur. Sertleşme süresi 7–9 dk’dır. Ağız ortamında sertleşme zamanı toz/likit oranının azaltılması ile uzatılabilir. Sertleşme için neme ihtiyaç duymalarından dolayı çalışma zamanları uzundur. Basma dayanımı 35- 55 MPa arasındadır. Düşük biyolojik etkisi ve yeterli dayanıklılığa sahip olmasından dolayı geçici restoratif materyal, kaide materyali ve sabit parsiyel restorasyonlarda simantasyon materyali olarak kullanılır.²⁹

2.3.2.3 Ortoetoksibenzoik Asit (Eba) Simanları

Genellikle toz ve likitten oluşur. Tozunda çinko oksit veya alüminyum oksit, likidinde ise ortoetoksibenzoik asit ve ojenol bulunur. Likit içindeki ortoetoksibenzoik asitin ojenole oranı genellikle 2:1 dir Sertleşme reaksiyonları çinko oksit ojenole benzer. Bu simanları yüksek toz/likit oranı ile karıştırmak mümkündür. Çünkü toz içinde inert yapıda kuvvetlendirici dolgu maddesi vardır. Yüksek toz/likit oranına bağlı olarak çinko oksit ojenol simana göre daha dayanıklıdır.⁶⁶ Artık ojenol miktarının azlığı, çinko ortoetoksibenzoatın hidrolize karşı dirençli oluşu, EBA simanlarının çözünürlüklerinin çinko oksit ojenol simanlara göre daha az olmasını sağlar.⁶⁶ Basma dayanımı 55-70 MPa'dır.Sertleşme zamanı 7-13 dakikadır. Uygulaması kolaydır ve pulpaya az irritasyon gösterir. Ancak çinko fosfat simanlara göre dayanıklılığı azdır ve plastik deformasyon gösterir. Film kalınlığı 40- 70 µm arasındadır. Kaide maddesi, geçici dolgu maddesi ve kuron simantasyonunda kullanılmaktadır.²⁹

2.3.2.4 Kalsiyum Hidroksit Salisilat Simanlar

Basit olarak kalsiyum hidroksitin su içindeki süspansiyonundan oluşur. iki pat halindedir. Bir patı, kalsiyum hidroksit, çinko oksit ve çinkostearat, etilen tolüen sülfonamid, diğer patı glikol salisilat, titanyum dioksit, kalsiyum sülfat, ve kalsiyum tungsten içerir. Karıştırma sonrası düşük viskoziteye sahiptir. Nem sertleşme reaksiyonunu etkiler. Sulu ortamda sertleşmiş madde oldukça yüksek oranda çözünür. Kalsiyum hidroksit sızarak alkali bir ortam yaratır. Kalsiyum hidroksitin bu özelliği antibakteriyel etkisini açıklamaktadır. Bu nedenle özellikle derin kavitelere ve bazen pulpanın açılması sonrasında kullanılır. Kalsiyum hidroksitin kalsifikasyon başlatma özelliği vardır ve böylece sekonder dentin oluşumunu sağlar. Basma dayanımı 1 saat sonra 10MPa, 24 saat sonra ise 14–20 MPa arasındadır. Dayanıklılıklarının az olması ve kolay erimeleri bunların yapıştırıcı siman olarak kullanımlarını sınırlamaktadır. Son yıllarda ışık ile polimerize olabilen kalsiyum hidroksit patları kullanıma sunulmuştur.⁶⁶

2.3.3 Polikarboksilat Esaslı Simanlar

2.3.3.1 Çinko Polikarboksilat Simanlar

Toz ve likit şeklindedir. Tozu çinko oksit ve magnezyum oksit içerir. Likidi ise poliakrilik asitin sudaki solüsyonudur. Su ile karıştırılan sistemlerde ise toz, çinko oksit ve poliakrilik asitten oluşur.⁶⁶

Çinko fosfat simana göre düşük basma dayanımı (55–85 MPa) ve yüksek çekme (8–12 MPa) direncine sahiptir. Hidrofilik olduğundan dentin yüzeyini ıslatabilir. Serbest karboksilik asit gruplarının kalsiyumla etkileşmeleri yoluyla diş yüzeyine iyi bir kimyasal bağlanma oluşturur. Ancak adeziv özelliğine rağmen çinko fosfat simana yakın mikrosızıntı gösterir.³² Bu simana ilave edilen florit tuzları ile çürük önleyici etki sağlanmıştır. Poliakrilik asit fosforik asit kadar kuvvetli olmadığından fosfat simandan daha az irritandır. Çinko fosfat, silikofosfat ve cam iyonmer simanlara göre çözünürlükleri daha fazladır. Bu siman yüksek basınç altında tiksotropik özellik gösterir ve akıcı bir hal alırlar. Film kalınlığında hızlı bir artış olması uygun bir simantasyon yapılmasını engelleyebilir.⁶⁶ Bu siman, kaide maddesi, geçici dolgu maddesi, veneer kuron ve köprüler, post sistemleri, inley-onley, ortodontik bant ve braketlerin simantasyonunda kullanılmaktadır.^{29, 66-67}

2.3.4 Polikarboksilat ve Dimetakrilat Kombinasyonları

2.3.4.1 Cam İyonmer Simanlar

Bin dokuz yüz yetmişlerde üretilen cam iyonmer simanlar, silikat ve polikarboksilat simanların türevi olarak kabul edilebilir. Toz–likit veya su ile karıştırılan toz olarak kullanıma sunulmuştur.⁶⁶ Bu simanların manuel ya da kapsülde karıştırılabilen şekilleri vardır. Manuel olarak karıştırılan simanlarda sıklıkla büyük çaplı hava kabarcıklarının oluşması dayanıklılığın azalmasında önemli rol oynar.³²

Tozu kalsiyum aliminyum florosilikat cam partiküllerinden oluşur. Likiti ise poliakrilik asit-itakonik asitin %50'lik sudaki solüsyonu ya da %5 tartarik asit içeren polikarboksilik asitin kopolimeridir. Toz/likit oranı dayanıklılık ve çözünmeye direnç sağlamak için yüksek olmalıdır. Materyal başlangıçta 1 saat boyunca nemden korunmalıdır. Yoksa dayanıklılık ve erimeye direnç olumsuz etkilenir. Cam iyonomerler asidik olmalarına rağmen silikatlardan daha az irrite edicidirler. Bunun nedeni kullanılan asitlerin fosforik asitten daha zayıf olmaları, poliasit zincirlerinin daha büyük ve daha az hareketli olmasıdır.^{32, 66}

Cam iyonomer simanın sertleşme mekanizması 2 aşamada gerçekleşir. İlk aşamada kalsiyum iyonları polikarboksilik asitin karboksilat gruplarına bağlanır ve böylece siman uygun kıvamına gelir. İkinci aşamada da alüminyum iyonları reaksiyona girer ve alüminyum poliakrilatı oluşturur. Bu aşama simanın sertleşmesinden sorumludur.^{32, 68-69} Cam iyonomerin basma dayanıklılığı polikarboksilat ve çinko fosfata göre daha yüksektir. Film kalınlığı 25–35µm'dir. Çiğneme kuvvetinin yüksek olduğu bölgelerde elastik deformasyon riski diğerlerinde daha yüksektir.³²

Cam iyonomer simanların kolay karıştırma ve uygun akma özelliği, florür salınımı ve çürük önleyici etkisi, diş dokusuna kimyasal bağlanması, pulpaya ve periodontal yapılara biyolojik olarak uyumlu olması, düşük sitotoksite göstermesi, ısıl genişleme katsayısının diş dokusuna yakın olması, kendini tamir edebilme özelliği ve pahalı olmaması gibi avantajları vardır.^{32, 70-71} Ancak restorasyonu yerleştirme sonrası nem kontaminasyonuna hassas olması, çinko fosfat ve polikarboksilat simanlardan çözünürlüğünün fazla olması, asit-baz reaksiyonu sonucunda erken düşük mekanik direnç gibi nedenlerden dolayı ideal bir yapıştırma simanı olarak kabul edilmezler.³²

2.3.5 Polimer Esaslı Simanlar

a. Metil metakrilat esaslı olanlar

1. Akriik rezin simanlar
2. Adeziv rezin simanlar

b. Dimetakrilat simanlar (Rezin siman)

Rezin esaslı yapıştırıcı simanlar 4 grup altında toplanabilir. Bunlar;

1. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
2. Poliasit modifiye kompozit rezin simanlar (kompomer)
3. Kompozit rezin simanlar
4. Kendinden (self) adeziv rezin simanlar

2.3.5.1 Kompozit Rezin Simanlar

Kompozit birbiri içinde çözünmeyen, farklı özellik ve yapıya sahip iki farklı fazın karışımından oluşmaktadır.⁷² Kompozit malzeme oluştururken amaç, kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri yapıya kazandırmaktır.³²
⁷³ Kompozit dolgu materyallerinin iki ana bileşeni; rezin (reçine) fazı ve dolduruculardır.

Rezin esaslı yapıştırıcı simanlar, düşük doldurucu içeriği ve viskozitelerinden dolayı restoratif amaçlı kullanılan kompozitlerden farklıdırlar. Rezin simanlar hemen hemen hiç çözünmezler ve konvansiyonel simanlara göre oldukça dayanıklıdırlar.⁷⁴

Kompozit rezin simanlar inorganik taneciklerin, yumuşak dimetakrilat polimerine bağlandığı sert yapıdaki karışımlardır.^{29, 72, 75} Monomer ve doldurucu arasındaki kimyasal bağlantı γ -metakriloksipropil trimetoksisilan denilen organik silanize edici bir ajan tarafından sağlanır.⁷³ Doldurucular rijidite (katılık), sertlik ve termal genişlemeye etki ederler. Bu etkiler doldurucuların tipi, şekli, boyutu ve miktarına göre değişir .

Rezin simanlar, kuron ve köprülerin yapıştırılması için, ilk olarak 1950'li yılların başlarında geliştirilmiştir. Ancak düşük oranda doldurucu içeriğinden dolayı fiziksel özelliklerinin kötü olması, yüksek polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak da aşırı derecede mikrosızıntı görülmesine yol açmıştır. Bu nedenle klinik kullanımı sınırlı kalmıştır. Günümüzde üretilen modern kompozit rezin simanlar ise yüksek doldurucu içerikli olarak hazırlanmış ve fiziksel özellikleri geliştirilmiştir.^{63, 76}

Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, genel olarak bağlanma ajanı sistemlerinin başarısı ve gelişmesi sonucu ortaya çıkmışlardır.⁶³

Tam seramik restorasyonların daimi simantasyonlarında günümüzde yaygın olarak kullanılan kompozit rezin simanların avantajları: alternatif yapıştırma simanlarına kıyasla, seramik, metal, kompozit ve diş dokusu gibi farklı yüzeylere bağlanabilme, yüksek basma dayanıklılığına sahip olma ve retansiyonu artırma, farklı renk seçeneklerine sahip

olma, ağız ortamında düşük çözünürlük gösterme ve adeziv özelliklerinin diş preparasyonlarının modifiye edilebilmesini mümkün kılma. Bu simanların kullanımındaki dezavantajlar ise; optimum bağlanma elde etmek için üretici firmalar tarafından önerilen yapıştırma işlemlerinin uzun ve hassas bir klinik çalışma gerektirmesi, alternatif simanlara göre film kalınlığının fazla olması, artık simanın temizlenme zorluğu ve ekstra bitirme işlemleri gerektirmesi, pulpa hassasiyeti, mikrosızıntı yapma olasılığı ve periodontal dokularda lokal immünolojik etkisi ve oksijen varlığında polimerizasyonun tam olarak gerçekleştirilememesi olarak belirtilmiştir.⁷⁷⁻⁷⁸

Çok aşamalı işlemler gerektirmelerinden dolayı, başarıları kullanım tekniğine doğrudan bağlıdır.⁶³

2.3.5.1.1 Kompozit Resinlerin Kimyasal Yapısı

Günümüzde yaygın olarak kullanılan kompozit resin simanların yapısında üç faz vardır:

1.Organik polimer matriks faz 2.İnorganik faz 3. Ara faz

2.3.5.1.1.1 Organik Matriks Fazı

Matriks faz, esas olarak yüksek moleküllü monomerlerin, viskoziteyi kontrol eden düşük moleküllü monomerler ile karışımından oluşur. Bunlara ilaveten, yapılarında kimyasal başlatıcılar veya ışık-aktivatörler ve yeterli kullanma zamanı sağlayan engelleyiciler gibi maddeler bulunur.³²

Organik polimer matriks, çoğunlukla bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bis fenol glisidil metakrilat (Bis-GMA)'tır. Son yıllarda adezyon özelliği daha yüksek ve renk değişimine daha dirençli bir kimyasal olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmaktadır. Her iki oligomer de oldukça visköz olduğu için organik matrikse daha düşük viskoziteli resin olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiş ve viskozite azaltılmıştır.^{29, 76, 79}

2.3.5.1.1.2 İnorganik Faz (Doldurucu-Filler)

Bu faz, polimer matriksin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla, organik matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam ve baryum- alüminyum silikat gibi doldurucu partiküller içerir.⁸⁰⁻⁸¹

İnorganik doldurucu miktarı ağırlık olarak % 25-75 arasında değişir.^{28, 80} Doldurucu partiküllerin oranı arttıkça organik matriks oranı düşer, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi azalır, dayanıklılık artar.⁸⁰

Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyoopasite sağlar. Lityum ve alüminyum silikatlar rezin simanın termal genleşme katsayısını düşürür. Silika tanecikleri rezinin mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar.^{80, 82-83} Saf silika, kristalin (kristobalit, trimidit ve kuartz) ve kristalin olmayan silika cam formlarında bulunur. Kristalin formları serttir ancak kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler günümüzde silikanın kristalin olmayan formu kullanılarak üretilir.^{76, 79}

İnorganik doldurucular partikül büyüklüğüne göre de makrodoldurucular (1 μ 'dan büyük-öğütülmüş cam seramik, kuartz) ve mikrodoldurucular (1 μ 'dan küçük- kolloidal silika) olarak gruplandırılmıştır.⁸²⁻⁸³

2.3.5.1.1.3 Ara Faz (Bağlayıcı Ajanlar)

Kompozit rezin simanlarda organik polimer matriks fazı ile inorganik faz (doldurucular) arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma ara faz ile sağlanır. Bu faz organik silisyum bileşiği olan uzun moleküllü silanlardan oluşur. Modern rezin simanlarda silika taneciklerinin yüzeyi silan bağlama ajanları ile önceden kaplanmıştır. Silan bağlayıcı ajanların bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki serbest hidroksil grupları ile bağlanırken diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanır. Bu bağlayıcı ajanlar rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Resin-doldurucu ara yüzü boyunca su geçişini engelleyerek, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır.^{29, 76, 80, 83}

2.3.5.1.1.4 Temel Komponentlere İlave Edilen Polimerizasyon Başlatıcı Ajanlar, Stabilizatörler ve Pigmentler

Monomerleri polimerlere dönüştürmek için birçok reaksiyon başlatıcı ajan kullanılmaktadır. Başlatıcı ajanlar kimyasal reaksiyonda radikallerine ayrılarak polimerizasyon işlemini başlatırlar. Temel olarak kullanılan polimerizasyon başlatıcı ajanlar, benzoil peroksit, benzoin eter ve kamforokinon'dur.⁸³

2.3.5.1.2 Kompozit Rezin Simanların Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu taneciklerin büyüklüğüne, bu taneciklerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ya da viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler. Ancak yerleşmiş tek bir sınıflandırma yoktur. Günümüzde geçerliliğini koruyan sınıflandırmalar inorganik doldurucu taneciklerin büyüklüğü ve miktarı ile polimerizasyon yöntemlerinin dikkate alındığı sınıflandırmalardır.⁷⁶ Kompozit rezin simanlar polimerizasyon yöntemine göre üç grup altında toplanır:

2.3.5.1.2.1 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler genellikle çift pat sisteminde ya da toz likit şeklinde üretilmiştir.⁸⁰ Komponentlerden biri başlatıcı, diğeri ise aktivatör içermektedir. En yaygın olarak kullanılan iki patlı sistemde, her pat içinde hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu vardır. Bir tüpte polimerizasyonu başlatan %1 oranında benzoil peroksit, diğeri ise polimerizasyonu hızlandıran % 0,5 oranında tersiyer amin bulunur. Karıştırmayı takiben amin, benzoil peroksitle reaksiyona girer ve polimerizasyon başlar.^{76, 80, 84-85} Polimerizasyonun başlama hızı büyük ölçüde aktivatör ve akseleratör oranına bağlıdır.⁸⁶

Bu yapıştırma simanlarının içerisindeki amin grubu zaman içerisinde renklenmeye sebep olabilmektedir.⁷⁵ Bunun sebebi, aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe

uğramasıdır. Çalışma sürelerinin kısa olması da bir dezavantajdır ancak, kullanımları restorasyonun kalınlığı ile sınırlı değildir.⁸⁰

Kimyasal sertleşen kompozit rezin simanların polimerizasyon büzülmesi ışıkla sertleşen kompozit rezin simanlara oranla daha az olmaktadır. Bunun yanı sıra, karıştırılmaları sırasındaki oksijen teması polimerizasyonlarını yavaşlatıcı etki göstermektedir.⁸⁰ Kimyasal aktivasyona dayanan diğer sistemler; - Toz/likit sistemleri: Burada toz partikülleri doldurucu ve başlatıcıyı içermekte; likit ise monomer, komonomer ve kimyasal aktivatörden oluşmaktadır. - Pat/likit sistemleri: Bu sistemlerde pat; monomer, komonomer, doldurucu ve peroksit içermekte; likit ise monomer ve kimyasal aktivatörden oluşmaktadır. - Kapsül sistemler: Peroksitle karışmış doldurucu, kapsül içinde kimyasal aktivatörü içeren monomer ve komonomerden bir bölme ile ayrılmıştır. İki kısım arasındaki bölme, karıştırma anında yırtılarak komponentlerin birbirleri ile temas etmesini sağlayarak reaksiyonu başlatmaktadır.⁸⁴

2.3.5.1.2.2 Işık İle Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişlerdir.⁸⁰ Işıkla aktivasyonda ışık kaynağı olarak ultraviyole veya görülebilir ışık kullanılmaktadır. Pat içinde monomerler, komonomerler, doldurucu ve başlatıcı bulunmaktadır.^{76, 84}

İlk kez 1972 yılında kullanıma sunulan türlerinde polimerizasyon ultraviyole ışık ile başlatılmış, ancak hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşüncesi ile ultraviyole ışığından vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca ultraviyole ışığın penetrasyon derinliği sınırlı olduğundan rezin polimerizasyonu tam gerçekleşmemektedir. Günümüzde ultraviyole ışıkla aktive olan sistemler, taşıdığı tehlikelerden dolayı büyük oranda piyasadan kalkmıştır.⁷⁶ Bu tip simanlarda ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz.^{80, 87} Yaklaşık 468 nm dalga boyundaki ışığa maruz kaldıklarında ışığa duyarlı başlatıcılar amin ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatırlar. Çalışma zamanının uzun olması, renk stabilizasyonu açısından diğerlerine göre avantajlıdır.⁸⁷

Bu simanlar, ışık penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1.5-2 mm'den daha az olan ve translüsent yapıdaki seramik veya kompozit veneerlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır.^{80, 82}

Işıklı sertleşen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarından; farklı kıvam ve renk seçenekleri sunması, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesine sahip olmasından dolayı özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda büyük ölçüde yararlanılmaktadır. Bu materyallerin dezavantajı aradaki restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olmasıdır.⁸⁸⁻⁸⁹

Tam seramik restorasyon uygulamalarında, ışıkla aktive olan simanlar kullanıldığında ışık emilir. Bu durum polimerizasyonu olumsuz etkiler.⁹⁰⁻⁹¹

Işık ile polimerize olan simanların çoğu dual sertleşen katalist ilavesiyle dual olarak polimerize olurlar.^{80, 87}

2.3.5.1.2.3 Kimyasal ve Işık İle Polimerize Olan Kompozit Resin Simanlar

Işıklı polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Baz ve katalizör olmak üzere iki kısımdan oluşurlar.^{75, 92} Baz yapının içerisinde kamforokinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör içerisinde ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır.^{29, 80, 92}

Dual sertleşen simanların yapılarında hem bir polimerizasyon başlatıcı (kamforokinon) hem de kimyasal aktivatör (peroksitamin) bulunmaktadır. Bu simanlar ana madde ve katalizör karıştırılmasıyla kimyasal olarak, ışık uygulandığında ise ışık ile polimerize olmaktadır.⁸⁰ Işık derinliğinin ya da geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam polimerize olamayan yapının kimyasal olarak polimerizasyonunun tamamlanmasına olanak tanır ve bunun için geçen süre yaklaşık 24 saattir.^{75, 92}

Restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5- 2 mm' den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır.^{29, 80}

Bir inley restorasyonun simantasyonu sırasında simanın ışık kaynağına yakın olan yüzeyi, dual simanın hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşme özelliğinden en çok

faydalanan kısmıdır. Kavitenin gingival tabanındaki kısımlarının polimerizasyonu, polimerizasyon sisteminin daha çok kimyasal sertleşen komponentine bağlıdır. Maksimum sertliğe ulaşmada, dual cure simanlar için kimyasal sertleşme tek başına yetersizdir.⁸⁰

2.3.5.2 Kendinden (Self) Adeziv Rezin Simanlar

Geleneksel simanların özellikle çözünürlük ve adezyon gibi eksikliklerini gidermek için geliştirilen rezin esaslı yapıştırma simanlar, asitle pürüzlendirme, yıkama veya self etch adeziv ve takiben düşük vizkoziteli rezin kompozit kullanımına dayanır.^{86, 93} Ancak, bu çok basamaklı uygulama tekniği karmaşıktır ve teknik hassasiyet gerektirir.⁹³⁻⁹⁴

Konvansiyonel simanların ideal yapışma özellikleri ispatlanmıştır, son gelişmeler ise klinik uygulama süresince, teknik hassasiyeti azaltma ve çok basamaklı uygulama işlemlerini basitleştirme yönünde olmuştur.^{93, 95} Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının üstün mekanik özelliklerinin, estetik kalitelerinin; geleneksel simanların uygulama kolaylığı ile birleştirilmesi ile kendinden adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir.⁸⁶

Son zamanlarda, universal olarak adlandırılan, çok amaçlı, kendinden adeziv rezin simanlar piyasada mevcuttur ve bu simanlar mine, dentin, amalgam, metal ve porselen gibi çok sayıda yüzeylerde bağlanma gösterirler. Buna ek olarak, sadece tek aşamalı bir uygulama gerektiren kendinden adeziv simanlar zirkonyum esaslı restorasyonların yapıştırılması için önerilmiştir.⁹³

Bu materyallerin kullanımı sadece diş yapısı ve restorasyon arasındaki yapıştırma işlemlerini basitleştirmez, aynı zamanda siman film kalınlığını ve klinik olarak harcanan zamanı azaltır.⁹⁶

Organik matriks multifonksiyonel fosforik asit metakrilatları içerir.⁹⁴ Kendinden adeziv özellikleri, dişe infiltre olarak ve diş yapısını demineralize ederek mikromekanik tutuculuğa sebep olan bu fosforik asit metakrilatlarından kaynaklanmaktadır. İkincil reaksiyonun da dişteki hidroksiapatite kimyasal bağlanma şeklinde olduğu öne sürülmüştür.^{94, 97}

Kendinden adeziv rezin simanlarda serleşme reaksiyonu çoğunlukla dual cure'dür. Baz ve katalizör karıştırılır. Polimerizasyon ışık ile başlatılır. Işıkla polimerizasyondan sonra

kimyasal reaksiyon devam eder. Dual-cure kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, ışığın ulaşamadığı kalın restorasyonlarda etkili bir polimerizasyon sağlar.⁸⁶

Bu simanlarda simantasyon öncesinde diş dokusuna ön işlem yapılmaması nedeniyle uygulama basamaklarının azalması hastanın koltukta kalacağı süreyi azalttığı gibi asit/primer ve adeziv uygulamalarında hekime bağlı olarak oluşabilecek teknik hataları elimine eder.⁹⁸

Tipik self-adeziv rezin siman monomerleri en az iki fosforik asit grubu ve her molekülde minimum 2 çift karbon bağı içerir. Bu durum, yüksek reaktivite ve sonucunda yüksek derecede matriks çapraz bağlanmasını sağlar. Yüksek derecede matriks çapraz bağlanması mükemmel mekanik özelliklerin elde edilmesi sonucunu getirir. Böylece ön işlem gerekmeksizin adeziv bağlanma özelliği sağlanır ve sistemin uzun dönem stabilitesi artmış olur.⁹⁸

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda, üç farklı yöntemle (döküm, milled, lazer sinterizasyon) üretilmiş kobalt-krom alaşım alt yapıların implant dayanaklara bağlantı dayanımları arasında farklılık olup olmadığı araştırıldı. Test düzeneği ve örnekler metal ve seramik malzemelerin uyumluluğunu değerlendiren ISO 9693-1:2012 standardına (test methods for determining the compatibility of metallic and ceramic materials used for dental restorations by testing the composite structure) uygun olarak hazırlandı ve örnekler çekme testi deneyi yapıldı. Böylece dayanaklara olan bağlantı dayanımları arasında farklılık olup olmadığı araştırıldı.

Çalışmada Kullanılan Malzemeler	Malzemenin Adı	Üretici Firma
Titanyum Dayanaklar	Nucleoss T6 düz abutment	İzmir, Türkiye
Soğuk Akrilik	IMICRYL	Konya, Türkiye
Monophase Medium Body Ölçü Maddesi	Zhermack	Polesine, İtalya
Polikarboksilat Siman	Durelon	3M ESPE A.B.D
Kompozit Rezin Siman	Panavia F2.0	Kuraray, New York, A.B.D
Kompozit Rezin Siman	Multilink İmplant	IvoclarVivadent Schaan/Liechtenstein

Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan materyal ve üretici firma detayları

Durelon	Toz	Likit
Çinko Oksit	%60-95	
Magnezyum Oksit	%5-10	
Poliakrilik Asit		%30-50

Çizelge 3.2 Çinko polikarboksilat siman içeriği

Rezin Siman	İçerik
Panavia F2.0	<p>ED Primer 2.0 – ED Primer II A: HEMA, DP, 5-NMSA, water, accelerator. ED Primer B: 5-NMSA, gas, water, benzene sodium sulfinateED Primer 2.0Panavia F2.0</p> <p>Base: hidrofobik alifatik ve aromatik dimetakrilat; aromatik sülfonat sodyum, N-dietanol-p-toludin, sodyum florid, işlevselleştirilmiş cam, baryum silanizad.</p> <p>Catalyst: MDP dimetakrilat aromatik ve alifatik hidrofobik, hidrofilik dimetakrilat , silanize silika, fotoiniatör, dibenzoil peroksit. (70.8% doldurucu partiküller)</p>

Çizelge 3.3 Dual sertleşen rezin siman içeriği

Multilink İmplant içeriği (ağırlıkça %)		
	Base	Katalizör
Dimetakrilat ve HEMA	31.5	31.2
Yiterbium triflorid	23	23
Karışık oksit; yüksek oranda dağılmış silikon dioksit	5.1	5.1
Baryum cam doldurucu	39.4	39.4
Başlatıcılar ve stabilizatörler	1	1.3
Pigmentler	<0.01	-

Çizelge 3.4 Adeziv rezin siman içeriği

Döküm Yöntemi	Marka	İçerik %	Teknik veriler	Uygulama önerileri
<i>Konvansiyonel</i>	Meto A Meto Dent. Türkiye	Ni: Balance Cr: 24,61% Si: 1,67% Mo: 10,48% Fe: 1,48% Co: <0,18%	Yoğ: 8,4 gr/cm ³ Vickers: 250 Erime Derece: 1380- 1460°C	Döküm Sıcaklığı : 1430°C Ön ısıtma: 900°C
<i>Metal Milleme</i>	SDS MagnumH60 Mesa Comp. İtalya	Co: 63% Cr: 29% Mo: 6,5% C, Si, Fe, Mn	Yoğ: 8,4 gr/cm ³ Vickers: 280 Erime Derece: >1250°C	Veri yok
<i>Lazer Sinterleme</i>	EOS SP2 EOS GmbH Almanya	Co: 61,8% Cr: 23,7% Mo: 4,6%	Yoğ: 8,5 gr/cm ³	Termik işlem: 750°C 3 saat ve 880°C 5 dakika

Çizelge 3.5 Metal alaşımların markaları, içerik % leri, teknik verileri

3.1 Test Grupları

Farklı üretim teknikleri ile üretilen metal altyapıların implant dayanaklara olan bağlantı dayanımını değerlendirmek için; 3 farklı yöntemle üretilip 3 farklı simanla simante edilen 9 farklı test grubu bulunmaktadır. Bu gruplar tabloda özetlenmiştir.

Grup No Ve Adı	Örnek Sayısı	Üretim Tekniği	Siman
Grup DPK	n=10	Döküm	Polikarboksilat
Grup DPA	n=10	Döküm	Panavia F
Grup DM	n=10	Döküm	Multilink İmplant
Grup LPK	n=10	Lazer Sinterizasyon	Polikarboksilat
Grup LPA	n=10	Lazer Sinterizasyon	Panavia F
Grup LM	n=10	Lazer Sinterizasyon	Multilink İmplant
Grup KPK	n=10	Kazıma yöntemi	Polikarboksilat
Grup KPA	n=10	Kazıma yöntemi	Panavia F
Grup KM	n=10	Kazıma yöntemi	Multilink İmplant

Çizelge 3.6 Test grupları

3.2 Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda 90 adet 4.3 mm çap, 2 mm diş eti yüksekliğine sahip T6 model titanyum düz dayanaklar (T6, Nucleoss, İzmir, Türkiye) kullanıldı. Dayanaklar , implant analoglarına yerleştirilerek implant anahtarı yardımıyla sabitlendi.

Örneklerin universal test cihazında stabil ve aynı pozisyonda yerleştirilebilmesi için standart poliüretan örnek kalıpları kullanıldı.



Şekil 3.1 Çalışmamızda kullanılan abutment ve analog



Şekil 3.2 A tipi silikon ile hazırlanmış silikon anahtar



Şekil 3.3 Akrilik modellerin elde edildiği poliüretan kalıp

Örneklerin 90^0 açılı ile üniversal test cihazında konumlandırılması amacıyla bu açıyla ayarlanmış bir plaka kullanıldı. Metal plakaya sabitlenen dayanak klinik durumu taklit edebilmesi için analog boyunları 1 mm rezin dışında kalacak şekilde ilk örnek elde edildi, metal plaka dayanaktan ayrıldı yerine implant transfer kopingleri yerleştirildi. Tutucu kalıba özel hazırlanan poliüretan kalıp ölçü almak için kullanılarak ilk örneğin dublike edilmesi amaçlandı.

Poliüretan kalıp kullanılarak dublikasyon silikonu ile ölçü alındı. Ölçü içerisine transfer kopinglerine vidalanmış implant replikaları yerleştirildi.



Şekil 3.4 Silikon anahtar içine yerleştirilmiş dayanak ve analog



Şekil 3.5 Akriliğin hazırlanmasında kullanılan ekipmanlar



Şekil 3.6 İmplant anahtarı ve torklu raşet



Şekil 3.7 Politetrafloretilen bant



Şekil 3.8 Dayanakları sabitlemek için kullanılan akrilik toz ve likidi



Şekil 3.9 Çalışmada kullanılan metal alt yapılar



Şekil 3.10 Akriğin karıştırılıp poliüretan kalıp içine yerleştirilmesi



Şekil 3.11 Silikon anahtar içinde bulunan abutmentin akrilik içine yerleştirilmesi

Örnek tutucular içine implantları sabitleyebilmek amacıyla soğuk akrilik (IMICRYL, Konya, Türkiye) tercih edildi.

Çalışmada soğuk akrilik (IMICRYL, Konya, Türkiye) 2:1 oranına karıştırılarak kullanıldı. Karıştırma işlemi firma önerileri doğrultusunda plastik kaplar içerisinde ahşap spatüller kullanılarak yapıldı. Akrilik, örnek kalıpları içerisine dökülmeden önce kalıplar vazelin ile izole edildi. Homojen olarak karıştırma işlemi sonrası akrilik örnek kalıplar içerisine hava kabarcıklarını önlemek amacıyla vibrasyon eşliğinde döküldü.

İmplant analoglarına vidalanan implant dayanakları ölçü içerisine yerleştirildi ve kalıp üzerine kapatıldı. Polimerizasyon süreci tamamlanıncaya kadar hareket ettirilmeden beklenildi. Sonrasında ölçü kalıbı çıkarıldı ve implant dayanakları transfer kopyalarına torklu raşet yardımıyla 30 N luk kuvvet ile torklandı. Bu işlem 90 örnek için tekrarlandı.



Şekil 3.12 Akrilik bloklar içine yerleştirilmiş abutmentlar

3.3 Metal Altyapıların Hazırlanması

3.3.1 Döküm Yöntemiyle Metal Alt Yapıların Üretilmesi

Hazırlanan modeller kurutularak abutmantlara özel hazırlanmış prefabrike döküm parçaları yerleştirildi. Prefabrike döküm parçaları, üretilen altyapıların internal uyumlarını standardize etmek için kullanılmıştır. Prefabrike döküm parçaları üzerinde metal alt yapının son şeklinin verilmesi için mum ilavesi yapıldı.

Mum yüzeyin, revetman ile ıslanabilirliğini artırmak ve mum yüzeyindeki yağların elimine edilmesi amacıyla yüzey gerilimini azaltıcı sprej (Aurofilm, Bego, Germany) mum örneklere uygulandı. Fosfat bağlı revetman (Ceramvest-Hispeed, Protechno, İspanya) ve likit üretici firmanın önerileri doğrultusunda 45 sn süreyle karıştırıldı. Hazırlanan revetman önce bir fırça ve spatül yardımıyla mum modellerin yüzeyine sürüldükten sonra manşet revetmanla dolduruldu. Revetmana alma işleminden 30 dakika sonra döküm manşeti oda

sıcaklığındaki ısıtma fırınına yerleştirildi. Manşet 270^oC’de 20 dakika bekletildikten sonra sıcaklık 1000^oC’ye yükseltildi. Bu sıcaklıkta 45 dakika beklendikten sonra manşet fırından alınarak santrifüj cihazına yerleştirildi ve dökülecek metal alaşım silindirleri (Meto A, Ni-Cr, Türkiye) şaloma yardımıyla eritilerek santrifüj işlemi uygulandı.

Döküm işleminin ardından manşet oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Manşet oda sıcaklığına ulaştıktan sonra metal alaşım köprülerden revetman uzaklaştırıldı ve yüzeylerine önce 250 µm ardından 110 µm lik alüminyum oksit partiküllerinin 2 atm basınç ile 3 cm uzaklıktan püskürtülmesi ile metal örnekler revetman artıklarından tamamen arındırıldı. Kumlama işleminin ardından basamaklar 50 µm’lik Al₂O₃ partikülleri ile dikkatlice temizlendi ve döküm işlemi sırasında oluşan döküm incileri ince grenli rond frez yardımıyla uzaklaştırıldı. Bu sırada basamakların ve kuronların iç kısımlarının korunmasına özen gösterildi. Döküm tijleri karbon bir separeyle kesildi. Tesviye işlemlerinin ardından metal kalınlıkları ayarlanarak uygun form verildi . Tüm bu işlemlerin ardından metal altyapılar dayanaklara yerleştirilerek uyumları kontrol edildi ve en az düzeltmeyle pasif oturmanın sağlanması için minimum uyumlama işlemleri gerçekleştirildi .

3.3.2 Milleme Yöntemiyle Metal Alt Yapıların Üretilmesi

Üç boyutlu tarama cihazında (7 Series, Dental Wings, Montreal, Kanada) modeller tarandıktan sonra tarama cihazının bağlı olduğu bilgisayar yazılımında (DWOS CAD, Dental Wings, Montreal, Kanada) altyapı tasarımları gerçekleştirildi. Altyapıların siman aralığı 20 µm olarak belirlendi.



Şekil 3.13 Üç boyutlu tarayıcı ve bağlı olduğu bilgisayar programı

Tasarımı tamamlanan altyapılar 5-eksenli milling ünitesinde (DS MagnumH60 Mesa Comp. İtalya) kobalt-krom metal bloktan (CopraBond K, Whitepeaks, Wesel, Almanya) frezelenerek 0.5 mm kalınlığında 30 adet metal altyapı elde edildi .



Şekil 3.14 A: Milling ünitesi bilgisayar programı B: Frezeleme ünitesi

3.3.3 Lazer Sinterizasyon Yöntemiyle Metal Örneklerin Elde Edilmesi

Üç boyutlu tarama cihazında (Sirona, inEos X5, Beinsheim, Almanya) modeller tarandıktan sonra tarama cihazının bağlı olduğu bilgisayar yazılımında (Sirona, inLab, Beinsheim, Almanya) altyapı tasarımları gerçekleştirildi. Altyapıların siman aralığı 20 µm olarak belirlendi ve 30 adet örneğin üretiminin gerçekleşmesi sağlandı.

Üretim, alaşım tozlarının (EOS SP2 EOS GmbH Almanya) lazer ışını ile eritilip birleştirilerek tabaka tabaka katı yapının oluşmasını sağlayan Eosint M270 sistemi (EOS GmbH Electro Optical Systems) ile gerçekleştirildi. Her bir tabakanın kalınlığı 20µm boyutunda olacak şekilde örnekler üretildi.

Üretimi tamamlanmış örneklerin metal bağlantı çubukları separe yardımı ile kesilerek artık metal parçaları uzaklaştırıldı ve minimal bir tesviye işlemi gerçekleştirildi. Daha sonra örneklere 50µm boyutlarında Al₂O₃ ile 2 atm basınç altında ve 45 ° açıyla kumlama yapıldı ve ardından 950°C'li fırında 5 dk tutularak oksidasyon işlemi gerçekleştirildi. Ardından örnekler ultrasonik temizleyicideki distile su içerisinde 10 dk tutularak temizlendi.

3.4 Alt Yapıların Dayanaklara Simante Edilmesi

Simantasyon öncesinde dayanaklar buhar banyosunda temizlenip kurutuldu. Üretim tekniğine göre 3'e ayrılan metal altyapılar, her bir grup 3 alt gruba ayrıldıktan sonra bu üç alt gruptan:

- 1.Alt grup Polikarboksilat (Durelon™ , 3M ESPE, A.B.D) ile
- 2.Alt grup Kompozit Rezin Simanı (Panavia F 2.0; Kuraray, New York, A.B.D) ile
- 3.Alt grup ise Kompozit Rezin Siman (Multilink Implant, IvoclarVivadent, Schaan/Liechtenstein) ile simante edildi.

3.4.1 Polikarboksilat Siman İle Altyapıların Simante Edilmesi

Polikarboksilat siman toz ve likit oranı üreticinin direktifleri doğrultusunda olacak şekilde karıştırılmıştır. Homojen bir karışım elde edildikten sonra polikarboksilat siman altyapılar içerisine yerleştirilmiştir. Polikarboksilat siman konulan alt yapılar dayanaklar üzerine yerleştirilmiştir. Dayanaklar üzerine yerleştirilen alt yapılara parmak basıncı uygulanmıştır. Bir dakika beklendikten sonra siman temizlenmiştir.

3.4.2 Dual Sertleşen Rezin Simanı Panavia F 2.0 İle Altyapıların Simante Edilmesi

Metal alt yapıların simantasyonunda ilk olarak metal alt yapıların iç yüzeyine ALLOY PRİMER uygulanmıştır. Dayanak yüzeyine ise ED Primer II A ve B eşit oranda karıştırılarak sürülmüş ve 30 sn beklenmiştir. Panavia F Paste A ve Paste B 1:1 oranında ebonit bir spatula yardımıyla 20 sn karıştırılmıştır. Karıştırılan rezin siman metal alt yapıların iç yüzeyine yerleştirilmiş ve alt yapılar dayanaklar üzerine yerleştirilmiştir. 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. Restorasyonun marjinlerine OXYGUARD II uygulandı ve 3 dk bu şekilde beklenmiştir.

3.4.3 Kompozit Rezin Simanı Multilink İle Altyapıların Simante Edilmesi

Multilink rezin siman şırıngayla alt yapılar içine enjekte edilmiştir. Siman yerleştirilen alt yapılar dayanaklar üzerine yerleştirilmiş ve parmak basıncı uygulanmıştır. Artık simanın temizlenmesi için 1200 mw/cm^2 ışık şiddetine sahip ışık cihazıyla (EliparTM S10 LED Cihazı, 3M Dental Products GmbH; Neuss) örneklere temas etmeyecek şekilde 2-5 sn polimerize edilmiş ve artık siman bir sond yardımıyla temizlenmiştir. Örneklerden metal alt yapı olanların kimyasal yolla polimerize olmaları için 5dk bekleme bırakılmıştır.

3.5 Çekme Testinin Uygulanması

Çekme testinin uygulanması Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bilimsel Araştırma Laboratuvarında bulunan üniversal test cihazı (The Testometric Company Ltd.; Rochdale, İngiltere) ile yapılmıştır. Bağlanma direnci ölçümünde kullanılmak üzere cihaz üzerinde implant analogları örneğe uygulanan kuvvetin örneğe dik gelmesi için restorasyonların üst kısmında hazırlanan kulakçıklardan geçecek şekilde hazırlanmış metal tutucu ile uygun biçimde konumlandırılmış ve hareket etmemesi için mengenerle sabitlenmiştir. Tüm örnekler aynı şekilde cihaza yerleştirilerek mengenerle sabitlenmiştir. Cihaz ile örnekler 1 mm/dk 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 3.15 Örneklerin üniversal test cihazına yerleştirilmesi



Şekil 3.16 Üniversal test cihazında çekme testinin uygulanması

3.6 İstatistiksel Değerlendirme

Universal test cihazında metal alt yapıların dayanaklardan ayrıldığı en büyük kuvvet değerleri Newton (N) biriminde kaydedildi. İstatistiksel analizler bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır.⁹⁹

Çalışmada verilerin dağılımının normalliği Kolmogorov-Smirnow testi ile değerlendirilmiştir. Tek örneklem K-S sınaması çok popüler olarak bir normallik sınaması olarak, yani örneklem verilerinin tanımlanmış bir anakitle normal olasılık dağılımına uyumluluk gösterip göstermemesini sınamak için kullanılır. Örneklem verileri standardize edilerek (yani her bir veri değerinden teorik anakitle olasılığı için verilmiş ortalama çıkartıp sonucu verilmiş teorik yığın varyansına bölerek) elde edilen normalize veriler standart normal dağılım ile karşılaştırılır.

Çalışmada verilerin dağılımının homojenliği ise Levene's testi kullanılarak yapılmıştır.

Verilerin istatistiksel analizi ise 0.05 anlamlılık düzeyinde iki yönlü varyans analizi ve post-hoc tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılarak yapılmıştır.

4.BULGULAR

Çalışmada verilerin dağılımının normalliği Kolmogorov-Smirnow testi ile değerlendirilmiştir. Elde edilen verilerin dağılımının normalliği Kolmogorov-Smirnov testiyle değerlendirilmiş olup verilerin dağılımının normal olduğu görülmüştür ($P>0,005$).

	Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Statistic	df	p
DPK	,169	10	,200*
DPA	,184	10	,200*
DM	,256	10	,062
LPK	,179	10	,200*
LPA	,174	10	,200*
LM	,178	10	,200*
KPK	,171	10	,200*
KPA	,165	10	,200*
KM	,167	10	,200*

Çizelge 4.1 Verilerin dağılımının normalliği Kolmogorov-Smirnow testi ile değerlendirilmiştir.

Çalışmada elde edilen verilerin dağılımının homojenliği Levene's test kullanılarak değerlendirildi. ($p<0.05$).

F	df1	df2	Sig.
3,605	8	81	,05

Çizelge 4.2 Levene's testi

Verilerin istatistiksel analizi ise 0,05 anlamlılık düzeyinde iki yönlü varyans analizi (two-way anova) ve Post-hoc Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılarak bir bilgisayar yazılımı yardımıyla yapılmıştır.⁹⁹

Çalışmada kullanılan simanlar ve üretim tekniği dikkate alınarak yapılan iki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonucunda, üretim tekniği ve simanların implant üstü metal altyapıların retansiyonu üzerindeki etkisinin anlamlı olduğu bulunmuştur ($p<0.05$). Üretim tekniği ve siman etkileşiminin tutuculuk üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmamıştır ($p>0.05$).

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Değeri	Kareler Ortalaması	F	P
Üretim Tekniği	123531,308	2	61765,654	12,188	,000
Siman	964035,270	2	482017,635	95,112	,000
Üretim Tekniği & Siman	43694,748	4	10923,687	2,155	,081
Genel	13875566,010	90			

Çizelge 4.3 İki yönlü varyans analizi sonuçları

Üretim Tekniği		Ortalama Farkı(I-J)	Std. Hata	p
Döküm	Laser Sinterleme	-70,6333*	18,38096	,001
	Kazıma Yöntemi	14,0267	18,38096	,727
Laser Sinterleme	Döküm	70,6333*	18,38096	,001
	Kazıma Yöntemi	84,6600*	18,38096	,000
Kazıma Yöntemi	Döküm	-14,0267	18,38096	,727
	Laser Sinterleme	-84,6600*	18,38096	,000

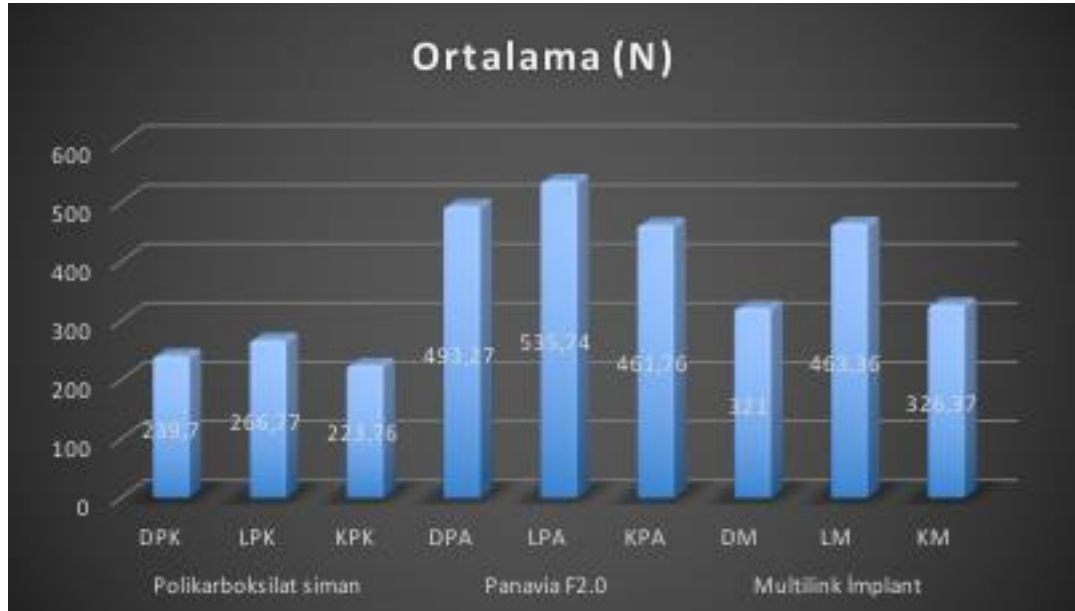
Çizelge 4.4 Üretim tekniği Tukey's analizi sonuçları (p<0,05).

Üretim tekniğinin tutuculuk miktarına etkisinin istatistiksel analizinde anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05). Buna göre lazer sinterleme yönteminin tutuculuk değeri, döküm ve kazıma yöntemlerinden yüksek bulunmuştur (p<0.05) . Döküm ve kazıma yöntemlerinde tutuculuk değerleri açısından aralarında anlamlı fark bulunmamıştır (p>0.05).

Simanlar		Ortalama Farkı(I-J)	Std. Hata	p
Polikarboksilat siman	Panavia F2.0	-253,5133*	18,38096	,000
	Multilink İmplant	-126,8333*	18,38096	,000
Panavia F2.0	Polikarboksilat siman	253,5133*	18,38096	,000
	Multilink İmplant	126,6800*	18,38096	,000
Multilink İmplant	Polikarboksilat siman	126,8333*	18,38096	,000
	Panavia F2.0	-126,6800*	18,38096	,000

Çizelge 4.5 Kullanılan simanların Tukey's' analizi sonuçları (p<0,05)

Çalışmada kullanılan simanların tutuculuk miktarına etkisinin istatistiksel analizinde anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05). Buna göre Panavia F grubundaki tutuculuk değeri, polikarboksilat siman ve Multilink İmplant simandan daha yüksek bulunmuştur (p<0.05). Multilink İmplant grubundaki tutuculuk değeri ise polikarboksilat siman grubundan daha yüksek bulunmuştur (p<0.05).



Şekil 4.1 Farklı üretim tekniği ile üretilmiş metal altyapıların çekme değerleri.

Üretim Tekniği	Siman	Ortalama (N)	Standart Sapma
Döküm	Polikarboksilat (DPK)	239,7000	85,14611
	Panavia F2.0 (DPA)	493,2700	53,71658
	Multilink İmplant (DM)	321,0000	17,44477
	Total	351,3233	121,66066
Lazer Sinter	Polikarboksilat (LPK)	266,7700	101,21664
	Panavia F2.0 (LPA)	535,7400	86,12797
	Multilink İmplant (LM)	463,3600	56,92477
	Total	421,9567	140,87990
Kazıma	Polikarboksilat (KPK)	223,7600	56,20145
	Panavia F2.0 (KPA)	461,7600	82,04341
	Multilink İmplant (KM)	326,3700	66,16948
	Total	337,2967	119,39849

Çizelge 4.6 Grupların ortalama çekme testi sonuçları (N: Newton)

İki yönlü varyans analizi üretim tekniği ve siman tipinin tutuculuk üzerinde anlamlı bir etkisi olduğunu ortaya koymuştur ($P < 0.05$). Bununla birlikte üretim tekniği ve siman tipinin ikisinin etkileşiminin ($p = 0.081$, $p > 0.005$) tutuculuk üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür ($p > 0.05$). Ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapma tablo 10' da özetlenmiştir.

4.1 Polikarboksilat Simanın Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

İstatistiksel olarak polikarboksilat siman ile simante edilen altyapıların (döküm, lazer sinter, kazıma) retansiyon değerleri üretim tekniğine göre farklı olup olmadığına Tukey testi ile bakılmış ve fark olmadığı görülmüştür. ($p > 0.05$).

Polikarboksilat siman		Ortalama fark	p
Döküm	Lazer Sinter	-27,07	,995
Döküm	Kazıma	15,940	1,000
Lazer Sinter	Kazıma	43,010	,912

Çizelge 4.7 Polikarboksilat Simanın Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

4.2 Kendinden Adezivli Simanın Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

İstatistiksel olarak kendinden adezivli siman (Panavia) ile simante edilen altyapıların (döküm,lazer sinter,kazıma) retansiyon değerleri üretim tekniğine göre farklı olup olmadığına Tukey testi ile bakılmış ve fark olmadığı görülmüştür. ($p>0.05$).

Panavia f2.0		Ortalama fark	p
Döküm	Lazer Sinter	-42,470	,918
Döküm	Kazıma	31,500	,986
Lazer Sinter	Kazıma	73,980	,341

Çizelge 4.8 Panavia Simanının Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

4.3 Kompozit Rezin Simanın Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

İstatistiksel olarak kompozit rezin siman (multilink implant) ile simante edilen altyapıların (döküm,lazer sinter,kazıma) retansiyon değerleri üretim tekniğine göre farklı olup olmadığına Tukey testi ile bakılmış ve döküm ve kazıma yöntemleri arasında fark olmadığı görülmüştür. ($p>0.05$). Lazer sinter ile döküm ve lazer sinter ile kazıma yöntemleri arasında fark olduğu görülmüştür ($p<0,05$).

Multilink implant		Ortalama fark	p
Döküm	Lazer Sinter	-142,380	,001
Döküm	Kazıma	-5,370	1,000
Lazer Sinter	Kazıma	136,990	,001

Çizelge 4.9 Multilink İmplant Simanının Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

4.4 Döküm Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

İstatistiksel olarak implant üstü metal altyapıların üretiminde kullanılan döküm yöntemiyle üretilen altyapıların implant dayanaklara olan retansiyonunun kullanılan simana

(polikarboksilat,panavia,multilink) göre farklı olup olmadığına Tukey testi ile bakılmış ve polikarboksilat siman ile multilink implant arasında fark olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). Polikarboksilat ile panavia ve panavia ile multilink arasında ise fark olduğu görülmüştür ($p<0,05$).

Döküm		Ortalama fark	p
Polikarboksilat	Panavia	-253,570	,000
Polikarboksilat	Multilink İmplant	-81,300	,223
Panavia	Multilink İmplant	172,270	,000

Çizelge 4.10 Döküm Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

4.5 Lazer Sinter Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

İstatistiksel olarak implant üstü metal altyapıların üretiminde kullanılan lazer sinter yöntemiyle üretilen altyapıların implant dayanaklara olan retansiyonunun kullanılan simana (polikarboksilat,panavia,multilink) göre farklı olup olmadığına Tukey testi ile bakılmış ve polikarboksilat siman ile multilink implant ve polikarboksilat ile panavia arasında fark olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Panavia ile multilink arasında ise fark olmadığı görülmüştür ($p>0,05$).

Lazer Sinter		Ortalama fark	p
Polikarboksilat	Panavia	-268,970	,000
Polikarboksilat	Multilink İmplant	-196,590	,000
Panavia	Multilink İmplant	72,380	,370

Çizelge 4.11 Lazer Sinter Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

4.6 Kazıma Yönteminin Post-Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

İstatistiksel olarak implant üstü metal altyapıların üretiminde kullanılan lazer sinter yöntemiyle üretilen altyapıların implant dayanaklara olan retansiyonunun kullanılan simana (polikarboksilat,panavia,multilink) göre farklı olup olmadığına Tukey testi ile bakılmış ve simanlar arasında fark olduğu bulunmuştur ($p<0,05$)



5.TARTIŞMA

Çalışmamızın iki hipotezi vardır. Bunlardan birinci hipotezimiz metal altyapıların simantasyonunda kullanılan simanların tutuculuk üzerinde fark yaratmayacağıdır. İkinci hipotezimiz ise metal altyapıların üretim tekniğinin tutuculuk üzerinde fark yaratmayacağıdır. Çalışmamız sonuçları değerlendirildiğinde, metal altyapı üretim teknikleri arasında lazer sinter yöntemi diğer iki yönteme göre daha fazla tutuculuk değerleri göstermiştir. Döküm ve kazıma yöntemleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Buna göre birinci hipotezimiz reddedilmiştir. İkinci hipotezimiz de veriler incelendiğinde simanların tutuculuk değerlerinin arasındaki farkın anlamlı olması nedeniyle reddedilmiştir.

İmplant destekli protezlerin simantasyonunda sıklıkla daimi siman kullanılmaktadır ve geçici simanlardan daha çok kullanıldığına ilişkin yayınlar vardır.¹⁰⁰ Posterior bölgede (özellikle kısa dayanaklarda) tek kuron vakalarında rezin siman, cam iyonomer siman ve çinkofosfat simanın daha iyi tutuculuk sağlayacağı için kullanılması önerilmiştir.

Farklı protokoller ve çalışma sonuçlarına göre implant üstü protezlerde siman seçimi hala tartışmalıdır.¹⁰¹⁻¹⁰⁵ Retansiyon açısından birincil öneme sahiptir ve her vakanın gereksinimleri ve dayanak geometrisi değerlendirilerek siman tercihi yapılmalıdır.¹³

Genel olarak simanların doğal dişle olan bağlanma dayanımları çürük ve yüzey düzensizlikleri göstermeyen titanyum implant dayanaklarından daha fazladır²⁶. Bu nedenle implant destekli restorasyonlarda siman seçilirken doğal dişlere oranla daha güçlü simanlar tercih edilmelidir.¹⁰⁶

İmplant destekli protezlerde kullanılmak üzere üretilen özel simanların sayısı gün geçtikçe artmaktadır. Bununla birlikte, uygun siman seçimi ve bu simanların tutuculuk özelliklerinin belirlenmesine dair yapılmış çalışma sayısı oldukça azdır. Bu çalışma implant üstü metal altyapıların farklı simanlarla implant dayanaklarına olan tutuculuk değerlerini karşılaştırmak ve en uygun simanı belirlemek amacıyla düzenlenmiştir.

İmplant üstü restorasyonların simantasyonuyla ilgili literatür incelendiğinde daimi simanların sıklıkla kullanıldığı görülmüştür. Çalışmamızda tek dayanaklar kullandığımız için daimi simanlar tercih edilmiştir. Daimi simanlar arasında kompozit rezin simanların üstün mekanik özellikleri nedeniyle popülerliği artmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda iki

adet kompozit rezin siman kullanılmıştır. Kompozit rezin simanları uygulamanın teknik hassasiyet gerektirmesi, yüksek maliyetinin olması nedeniyle klinik pratiğinde sıklıkla kullanılmamaktadır. Geleneksel simanlar uygulama işlemlerinin daha az teknik hassasiyet gerektirmesi ve daha düşük maliyetleri nedeniyle klinik pratiğinde halen sıklıkla kullanılmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda implant üstü metal altyapıların tutuculuğunu değerlendirmede 2 kompozit rezin, 1 geleneksel siman kullanılmıştır. Bunlar kompozit rezin simanı (Panavia F 2.0; Kuraray, New York, A.B.D), kompozit rezin siman (Multilink Implant, IvoclarVivadent, Schaan/Liechtenstein) ve polikarboksilat (Durelon™ , 3M ESPE, A.B.D) simandır.

Çalışmamızda tutuculuğun karşılaştırılması için yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda kompozit rezin simanı (Panavia F 2.0; Kuraray, New York, A.B.D) en yüksek tutuculuk değerine sahiptir. Bu simanı sırasıyla kompozit rezin siman (Multilink Implant, IvoclarVivadent, Schaan/Liechtenstein) ve polikarboksilat (Durelon™ , 3M ESPE, A.B.D) siman takip etmektedir.

Çalışmamıza göre konvansiyonel döküm yöntemiyle üretilen altyapıların panavia siman ile simante edildiği örnekler ile polikarboksilat ve multilink ile simante edildiği gruplar arasındaki tutuculuk değeri anlamlı bulunmuştur. Panavia konvansiyonel döküm yönteminde en iyi simandır.

Çalışmamıza göre lazer sinter yöntemiyle üretilen altyapıların her bir siman grubu için tutuculuk değerleri farklı bulunmuştur. Panavia en yüksek tutuculuk değeri gösterirken, multilink ikinci en iyi, polikarboksilat siman ise en düşük tutuculuk değerini göstermiştir.

Çalışmamıza göre kazıma yöntemiyle üretilen altyapıların her bir siman grubu için tutuculuk değerleri farklı bulunmuştur. Panavia en yüksek tutuculuk değeri gösterirken, multilink ikinci en iyi, polikarboksilat siman ise en düşük tutuculuk değerini göstermiştir.

Çalışmamıza göre simanlar arasında, MDP (10- metasiloloksidesil dihidrojen fosfat) içeren kompozit rezin siman Panavia, en yüksek tutuculuk değerlerini gösterdi. Panavia'daki fosfat monomeri muhtemelen bağlanma arayüzünün stabilitesinin sebebiydi. MDP'nin fosfat ester grubu, yüzeydeki metal oksitlere doğrudan bağlanmaktadır.

Maeyama et al.¹⁰⁷ altın-platin-palladyum alaşım kopingin prefabrike dayanaklara tutuculuklarına göre 5 farklı yapıştırma simanın tutuculuklarına göre sıralamıştır. Çalışmalarında kompozit rezin siman en yüksek tutuculuk değerini vermiştir. Çalışmamızda da simanlar arasında kompozit rezin siman en yüksek tutuculuk değerine sahiptir.

Clayton et al.¹⁰² 5 farklı siman kullanarak (çinko oksit ojenol, cam iyonomer siman, hibrit cam iyonomer siman, kompozit rezin ve çinko fosfat) CeraOne altın silindirin CeraOne dayanaklara tutuculuk direncini test etmişlerdir. Araştırmanın sonuçlarına göre çinko fosfat simanın tutuculuk direnci kompozit rezin simandan daha güçlü çıkmıştır. Sonuç olarak çinko fosfat simanı klinik olarak kullanımını önermiş ancak üst yapının çıkartılmasında zorluk çıkarabileceğini belirtmiştir. Çalışmamızda kompozit rezin siman en yüksek tutuculuk değerlerine sahiptir. Aradaki farkın çalışmamızda metal altyapıların üretiminde bilgisayar destekli tasarımın ve prefabrike döküm plastiklerinin kullanılmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Wolfart et al.¹⁰⁸ 6 mm uzunluğunda titanyum dayanaklarda üst yapıların tutuculuklarını değerlendirdikleri çalışmalarında beş farklı siman kullanmışlardır. Çalışmalarında kullandıkları simanlar içinde çalışmamızda da kullanılan polikarboksilat siman ve self adeziv rezin siman bulunmaktadır. Simanlara göre tutuculuk değerlerine bakıldığında polikarboksilat simanın tutuculuk değeri self adeziv rezin simandan yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda self adeziv rezin siman polikarboksilat simandan farklı şekilde yüksek tutuculuk değeri gösterirken bu çalışmada bizim bulgularımızın tersine polikarboksilat siman daha yüksek tutuculuk değeri göstermiştir. Ancak polikarboksilat simanın yüksek tutuculuk değerinin açıklaması yapılmamıştır. Çalışmamızla farklı sonuçların oluşmasında çalışmamızda kullanılan dayanakların boy ve çaplarının farklı olması neden olmuş olabilir.

Mansour et al.¹⁰⁹ döküm kuronların 5,5 mm yüksekliğinde ITI solid titanyum dayanaklar da tutuculuğuna 6 farklı siman kullanarak bakmışlardır. Rezin simanın ortalama miktarı polikarboksilat simandan fazladır. Çalışmamızda da rezin simanlar polikarboksilat simandan yüksek retansiyon değeri göstermiştir.

Mehl et al.¹¹⁰ titanyum dayanaklar ile titanyum teleskop kuronları birbirine bağlamak için rezin simanları kullandıkları çalışmada; Panavia F2.0, Multilink' ten daha yüksek tutuculuk değeri göstermiştir. Çalışmanın sonuçları çalışmamızla paraleldir.

P. Garg et al.¹¹¹ döküm kuronların titanyum dayanaklarda tutuculuklarına, implant için geliştirilmiş siman ve dental simanlar kullanarak bakmışlardır. Daimi simanların tutuculuk değerlerinin geçici ve implant simanlarından daha yüksek olduğunu, en yüksek tutuculuk değerinin polikarboksilat simana ait olduğunu en düşük değer ise implant için üretilmiş olan simana ait olduğunu bildirmişlerdir.

Squier et al.⁵ 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 rezin simanda gözlenirken rezin 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.

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, politetrafloretilen ve geçici dolgu maddeleri vida boşluğunun bir kısmının veya tamamının doldurulmasında kullanılabilir.¹¹²⁻¹¹⁶

İmplant dayanaklarının vida giriş yolunun kapatılmasının tutucu kuvvetleri etkilediği ve vida giriş yolunun kapatılma şeklinin önemli olduğu vurgulanmıştır. Ayrıca dayanak vida giriş yolunun tamamen doldurulması, parsiyel olarak doldurulması ya da boş bırakılması ve hangi materyal kullanılması gerektiği ile ilgili bir görüş birliği yoktur.¹¹⁶⁻¹¹⁸

Chu et al.¹¹⁶ vida giriş yolunun doldurulmasının implant destekli kuronlarda retansiyonunu incelemiştir. Çalışmalarında estetik dayanak kullanmışlar ve 3 değişik şekilde vida giriş yolunun kapatılmasının tutuculuğa etkisini araştırmışlardır. Birinci grupta vida giriş yolu polivinilsiloksanla kapatılmış, ikinci grupta kısmi olarak polivinilsiloksanla kapatılmış ve üçüncü grupta bir kısmı polivinilsiloksanla geri kalan kısmı kompozit rezinle kapatılmıştır. Tamamen kapatılan vida giriş yolunda çıkarma kuvvetinin daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Sonuç olarak implant dayanaklarında vida giriş yolunu kapatmak için seçilen yöntemin, simante restorasyonun retansiyonunu önemli oranda etkileyebileceği belirtilmiştir.¹¹⁶

Vida boşluğunun simanla temas ettiği alan kısa implantlarda çok küçük olsa da, bu boşluğu doldurmak için kullanılan materyal retansiyonu etkileyebilir.^{116, 119}

Çakan ve ark.¹²⁰ 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 politetrafloretilen kullanmışlardır. Çalışma sonunda vida boşluğunun kompozitle doldurulduğu grupta en yüksek retansiyon değeri gözlenmiştir.

Çalışmamızda tutuculuk faktörünün sadece üretim tekniği ve siman tipine göre değeri araştırıldığı için vida boşluklarını kapatmak için politetrafloretilen bantlar kullanılmıştır.

Çalışmamızda farklı üretim tekniği ile üretilen metal altyapıların implant abutmentlere simantasyonu esnasında, altyapıların iç duvarına göllenme olmayacak şekilde siman ağız spatülü yardımıyla yerleştirilmiştir.

C Wadhvani et al.¹²¹ yaptıkları çalışmada implant destekli restorasyonların simantasyonu sırasında kuron içine simanın yerleştirme yöntemlerini karşılaştırmışlardır. Bu yöntemler kuronun içini tamamen doldurmak, kuronun içine simanı fırça ile yerleştirmek ve kuronun sadece marjinal iç kısmını siman yerleştirilmesidir. Bu üç yöntemden en az artık siman bırakan yöntem fırça ile simanın yerleştirilmesi yöntemi bulunmuştur.

T Liang et al.¹²² yaptıkları çalışmada, implant destekli restorasyonların simantasyonu sırasında reçine replikasyonunu uygulamasının restorasyon ve abutment arasındaki uyumsuzluğu azaltabileceği, siman kalıntısını azaltabileceği ve restorasyonun retansiyonunu artırabileceği sonucuna varılmıştır.

Kuronların doğal diş ve implant dayanakları üzerine simantasyonu için gerekli kuvvet kuronun tam oturmasını sağlaması için önemlidir. Piemjai (2001) yerleştirme kuvveti, marjin tasarımı ve simanın metal kuronların marjinal sızıntısı ve retansiyonu üzerinde etkisini incelemiştir. Kuronları yerleştirirken kullanılan büyük kuvvetin (30,6 kg) düşük kuvvetlerle (10,2 kg ve 2,6 kg) karşılaştırıldığında kuronun daha iyi oturmasını sağladığı ancak kuronun retansiyonu üzerinde önemli bir etkisi olmadığını belirtmiştir. Bu nedenle çalışmamızda tüm örnekler parmak basıncı ile yerleştirilmiştir.

İmplant destekli protezlerin üretimi, dikkatle yapılması gereken birçok klinik ve laboratuvar işlemi gerektirmektedir. Restorasyonun oluşturulmasında; ana modelin hazırlanması, mum modelaj, revetmana alma, döküm, üst yapı porseleninin pişirilmesi sırasında distorsiyona neden olabilecek faktörler ortaya çıkabilmektedir. Geleneksel döküm yöntemi, uzun yıllardan beri metal destekli seramik restorasyonların üretiminde kullanılan ve yüksek teknik hassasiyet gerektiren çok aşamalı bir yöntemdir. Döküm işlemleri sırasında görülen hatalar, metal altyapının özelliklerini olumsuz yönde etkilemekte ve restorasyonun başarısızlığına neden olmaktadır. Yenilenmesi gereken restorasyonlar hem zaman kaybıyla hem de ekonomik zararla sonuçlanır²⁷. Gelişen bilgisayar teknolojileri ile birlikte geleneksel döküm yöntemine alternatif olarak aşındırılmalı ve ilave CAD/CAM sistemleri protetik diş

tedavisi alanında kabul görmüştür.⁷⁻⁸ CAD/CAM sistemleri ile birlikte geleneksel döküm yöntemlerinde görülen problemler ortadan kalkmakta, yüksek ve standart kalitede restorasyonlar üretilmektedir.¹²³⁻¹²⁵

Güncel CAD/CAM sistemleri incelendiğinde büyük bir bölümünün milling sistemler olduğu görülmektedir.⁸ Prefabrike blokları elmas frez veya elmas diskler ile kazıyarak şekillendiren milling sistemler, metal destekli seramik restorasyonlarda altyapı üretiminde başarıyla kullanılmaktadır.^{124, 126-128} Ancak metal blokları frezeleme işlemi sırasında görülen materyal kaybı, freze ekipmanlarının aşınması ve yüksek sertlik nedeniyle işlem süresinin uzaması restorasyonların maliyetini arttırmaktadır.¹²⁹⁻¹³⁰

Son yıllarda CAD/CAM sistemlerine Hızlı Prototipleme (HP) adı altında bir yenisi eklenmiştir. İlave üretim teknolojileri olarak tanımlanan bu sistemler metal destekli seramik restorasyonlarda altyapının hazırlanmasında başarıyla kullanılmaktadır.^{7, 36, 131} HP sistemleri ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzeme ekleme yöntemiyle günümüz milling sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadırlar. Metal altyapıların üretiminde en çok kullanılan HP sistemleri lazer sinterleme teknolojileridir.^{125, 130, 132}

Lazer sinterleme teknolojileri, toz halindeki metali lazer ışınları yardımıyla katman katman birleştirerek üç boyutlu parçaların üretimini gerçekleştiren sistemlerdir. Milling sistemlerle net olarak şekillendirilemeyen komplike geometrik detaylar, lazer sinterleme sistemleriyle daha kolay işlenebilmektedir.^{8, 130-131, 133-134} Toz partiküllerinin ergime ve birbirleriyle bağlanma mekanizmalarına göre farklı lazer sinterleme sistemleri bulunmaktadır. Seçici Lazer Sinterleme (SLS) prensibi ile çalışan sistemlerde toz halindeki metal bölgesel olarak ergitilirken, Seçici Lazer Ergitme (SLM) prensibi ile çalışan sistemlerde toz halindeki metal tamamen ergitilmektedir.¹³⁵

Lazer sinterleme sistemlerinin milling sistemlere göre üretilecek yapı üzerindeki detayların şekillendirilmesi konusunda daha başarılı oldukları bildirilmiştir.^{8, 130-131, 133-134} Döküm yönteminde ise birbirine bağımlı birçok aşama olması ve her aşamada teknisyen faktörünün ön plana çıkması, standart bir hassasiyet elde edilmesini mümkün kılmamaktadır.¹²³⁻¹²⁵

Günümüzde soy metal alaşımlarının giderek artan maliyetleri nedeniyle metal destekli seramik restorasyonlarda genellikle baz metal alaşımları kullanılmaktadır. Metal seramik restorasyonlarda en sık kullanılan baz metal alaşımlar Ni-Cr ve Co-Cr'dur.¹³⁶ Nikel alaşımlarının kıymetli alaşımlara göre daha sert olması ve çekme dayanıklılıklarının yüksek

olması, daha ince restorasyonlar hazırlanabilmesini ve uzun köprülerde de kullanılabilmelerini sağlar.¹³⁷⁻¹³⁸ Ancak nikel alaşımlarının bazı bireylerde alerjik reaksiyona neden olabileceği bildirilmiştir.^{27-28, 138} Nikel alaşımlarına karşı hassasiyeti olan bireylerde kobalt-krom alaşımlarının en iyi seçenek olduğu belirtilmektedir.^{31, 136, 139} Bu nedenle çalışmamızda metal altyapıların tutucuklarının değerlendirilmesi amacıyla tüm örneklerde kobalt-krom alaşımı tercih edilmiştir.

Metal-seramik restorasyonlar yıllardır doğal dişler ve implant üstü protezlerde kullanılan ve altın standart olarak kabul edilen restorasyonlardır.¹⁴⁰ Hastaların estetik ve biyouyumluluk konusunun farkındalıklarının artmasıyla metal içermeyen çözümlere olan eğilim de artmıştır.¹⁴¹ Bu istekleri karşılayacak tam seramik sistemlerin estetik başarıyı artırırken biyomekanik özellikler ve uzun ömürlülük açısından metal destekli restorasyonlar ile yakın değerler göstermeleri gerekir.¹⁴²

Zirkonya seramikler yüksek dayanıklılık, mükemmel mekanik özellikler ve biyouyumluluk gibi bir çok avantaja sahiptir ¹⁴³ ve son zamanlarda implant destekli restorasyonlarda da sıkça kullanılmaktadır.¹⁴⁴

Muche et al.¹⁴⁵ 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. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda retansiyon özelliği daha yüksek olan metal altyapılar kullanılmıştır.

Literatürde implant üstü restorasyonlarda farklı metal altyapı üretim tekniklerinin retansiyona etkisi ile ilgili yeteri kadar çalışma bulunmamaktadır. Bu konudaki var olan çalışmalarda farklı metal altyapı üretim tekniklerinin internal ve marjinal uyumun değerlendirilmesi üzerine yoğunlaşmıştır. Bu nedenle çalışmamızda farklı metal altyapı üretim tekniklerinin retansiyona etkisi araştırılmıştır.

Çalışmamızda implant üstü metal altyapıların üretiminde konvansiyonel döküm yöntemi, lazer sinterleme ve bloktan kazıma yöntemleri kullanılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda lazer sinter ile üretilen altyapıların tutuculuk değerleri en yüksek bulunmuştur. Ancak bu fark polikarboksilat ve panavia ile simanları kullanıldığında

anlamsız bulunmuştur. Multilink ile simante edilen gruplarda ise lazer sinter diğer iki yöntemden istatistiksel olarak farklı bulunmuştur.

Örtorp et al.¹⁴⁶⁻¹⁴⁷, geleneksel döküm yöntemi, mum bloktan kazıma yöntemi, milling yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen üç üyeli kobalt-krom restorasyonların uyumlarını inceledikleri in-vitro çalışmalarında, en iyi uyum değerinin DMLS yöntemi ile üretilen restorasyonlarda olduğunu bildirmişlerdir. Üretim tekniğinin tutuculuğa etkisinin araştırıldığı çalışmamızda lazer sinter ile üretilen metal altyapıların daha yüksek tutuculuk değeri göstermiştir. Bu yüksek değeri abutment ile metal altyapı arasındaki internal uyumun iyi olmasına bağlayabiliriz.

Castillo-Oyagüe et al.¹⁴⁷, geçici ve daimi olarak simante edilen lazer sinterleme ve döküm yöntemi üretilen implant üstü kuron altyapılarda vertikal marjinal uyumsuzluğu değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, daimi ve geçici simanların kullanıldığı tüm gruplarda en düşük marjinal aralık değerlerinin lazer sinterleme ile üretilen altyapılarda gözlemlendiğini belirtmişlerdir.

Harish et al.¹⁴⁸, mum bloktan kazıma yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen metal altyapıların marjinal ve internal uyumunu değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında en düşük ortalama uyum değerlerinin DMLS yöntemi ile üretilen restorasyonlarda gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

Mansour et al.¹⁰⁹ döküm kuronların 5,5 mm yüksekliğinde ITI solid titanyum dayanaklar da tutuculuğuna 6 farklı siman kullanarak yaptıkları çalışmada, dökümlerin iç yüzey morfolojisindeki küçük farklılıkların bulgulara katkıda bulunmuş olabileceğini söylemiştir. Çalışmamızda lazer sinter yönteminin daha yüksek değerler göstermesi bunu doğrulamaktadır.

Çalışma sonuçlarına göre polikarboksilat siman ile yapıştırılan altyapıların tutuculuk değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Çalışma sonuçlarına göre panavia ile simante edilen altyapıların tutuculuk değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Çalışma sonuçlarına göre multilink ile simante edilen altyapıların tutuculuk değerleri karşılaştırıldığında döküm yöntemiyle üretim ve lazer sinter grupları arasında fark bulunmuştur. Döküm yöntemiyle kazıma yöntemi arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Lazer sinter bu grupta en yüksek değeri göstermiştir.

Çalışma sonuçlarına göre yüksek tutuculuk etkisi gösteren kendinden adezivli rezin siman panavia, kazıma ve döküm yöntemlerinde tutuculuk değerleri arasında istatistiksel fark bulunmamıştır. Bu durum siman aralığı arttıkça simanın tutuculuk üzerindeki etkisinin artmasıyla açıklanabilir. P. Gültekin ve ark.¹⁴⁹ yaptıkları çalışmada siman aralığının 20 µm'den 40 µm'e artırılması güçlü simanların tutuculuk değerlerini artırdığını söylemişlerdir. Çalışmadaki gibi düşük siman aralığı değerlerinde kuvvetli simanların retansiyona primer bir etkisi olmazken siman aralığının artmasıyla simanın retansiyona etkisi artmaktadır.

Dayanağın toplam yüzey alanı ve çapındaki değişim tutuculuğu her zaman aynı yönde etkilememektedir. Farklı çaplarda dayanaklar kullanarak yapılan çalışmada çaptaki değişimin tutuculuk üzerindeki etkisinin de paralel olmadığı bildirilmektedir.¹⁵⁰ Bu nedenle çalışmamızda tutuculuğa abutment çapının etki etmemesi için tek bir çapta abutmentler kullanılmıştır.

Çalışmamızın limitasyonlarından birisi implant üstü restorasyonların tutuculuğunun 3 adet simanla karşılaştırılmasıdır. Daha fazla simanla düzenlenecek bir çalışmada daha detaylı bir retansiyon sıralaması yapılabilir. Diğer bir limitasyon altyapıların üretiminde siman aralığının döküm ile bilgisayar destekli simanlarda aynı değerde ayarlanamamasıdır. Siman aralığının artması kuvvetli simanların tutuculuk özelliklerini daha çok artırmaktadır.¹⁴⁹

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışma sonucunda elde edilen bilgiler şu şekilde özetlenebilir:

Simanların tutuculuk değerleri en düşükten en yükseğe doğru aşağıdaki şekilde sıralanmıştır: Polikarboksilat siman, Multilink İmplant, Panavia F2.0.

İmplantüstü restorasyonlar için üretilen rezin bazlı simanlar geleneksel daimi simanlardan daha yüksek retansiyon özelliği göstermiştir. Buna bağlı olarak, implant destekli restorasyonların simantasyonu için geleneksel simanlar yerine implantlar için üretilmiş özel simanların kullanılması yeterli retansiyonun elde edilmesi için önemlidir.

İmplantüstü restorasyonların üretimi karmaşık ve teknik hassasiyet gerektiren işlemler gerektirmektedir. Bu nedenle insana bağlı hataları en aza indirmek amacıyla bilgisayar destekli tasarımların kullanılması yaygınlaştırılmalıdır. Çalışmamız sonuçları da bunu göstermektedir. Üretim tekniklerini retansiyon değerlerine göre sıralayacak olursak lazer sinter en yüksek tutuculuk değerine sahiptir.

Çalışma sonunda hem üretim teknikleri hem de simanlar arasında retansiyon sıralaması yapılmış olması hastaya özel endikasyona uygun olarak siman ve üretim tekniği seçimi yapılabilmesine olanak sağlamak açısından rehber oluşturmaktadır.

7.KAYNAKLAR

1. **Adell R,Eriksson B,Lekholm U,Brånemark P-I,Jemt T** A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **1990**; 5 (4).
2. **Brägger U,Karoussis I,Persson R,Pjetursson B,Salvi G,Lang N P** Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clinical Oral Implants Research* **2005**; 16 (3): 326-334.
3. **Hebel K S,Gajjar R C** Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry* **1997**; 77 (1): 28-35.
4. **Mehl C,Harder S,Wolfart M,Kern M,Wolfart S** Retrievability of implant-retained crowns following cementation. *Clinical oral implants research* **2008**; 19 (12): 1304-1311.
5. **Squier R S,Agar J R,Duncan J P,Taylor T D** Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **2001**; 16 (6).
6. **Heintze S** Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dental materials* **2010**; 26 (3): 193-206.
7. **Uzun G** An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnology & Biotechnological Equipment* **2008**; 22 (1): 530-535.
8. **Van Noort R** The future of dental devices is digital. *Dental materials* **2012**; 28 (1): 3-12.
9. **Zarb G,Zarb F,Schmitt A** Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dental Clinics of North America* **1987**; 31 (3): 457-472.
10. **Alıncaçık G** Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2011.
11. **Misch C E** *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. Elsevier Health Sciences: 2014.
12. **Priest G** Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **2005**; 63 (9): 22-32.
13. **Hebel K S,Gajjar R C** Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry* **1997**; 77 (1): 28-35.
14. **McMillan A,Allen P,Ismail I B** A retrospective multicenter evaluation of single tooth implant experience at three centers in the United Kingdom. *Journal of Prosthetic Dentistry* **1998**; 79 (4): 410-414.
15. **Michalakis K X,Hirayama H,Garefis P D** Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *International journal of oral & maxillofacial implants* **2003**; 18 (5).
16. **Avivi-Arber L,Zarb G A** Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **1996**; 11 (3).
17. **Taylor T D,Agar J R** Twenty years of progress in implant prosthodontics. *Journal of prosthetic dentistry* **2002**; 88 (1): 89-95.
18. **Carlsson B,Carlsson G E** Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **1994**; 9 (1).
19. **Jemt T,Lindén B,Lekholm U** Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **1992**; 7 (1).
20. **Jemt T,Laney W R,Harris D,Henry P J,Krogh Jr P H,Polizzi G,Zarb G A,Herrmann I** Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **1991**; 6 (1).
21. **Laney W R,Jemt T,Harris D,Henry P J,Krogh P H,Polizzi G,Zarb G A,Herrmann I** Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **1994**; 9 (1).
22. **Misch C E** Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD* **1995**; 7 (9): 15.
23. **Singer A,Serfaty V** Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **1996**; 11 (5).

24. **Uludag B,Celik G** Fabrication of a cement-and screw-retained multiunit implant restoration. *Journal of Oral Implantology* **2006**; 32 (5): 248-250.
25. **Chiche G J,Pinault A** Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *International Journal of Prosthodontics* **1991**; 4 (1).
26. **Misch C E** Principles of cement-retained fixed implant prosthodontics. *Dental Implant Prosthetics*. 3rd ed. Maryland Heights, Mo: Mosby **2005**; 419.
27. **Naylor W P,King A H** *Introduction to metal-ceramic technology*. Quintessence Publishing Company: 2009.
28. **Anusavice K J** Physical properties of dental materials. *Phillips' science of dental materials* **2003**.
29. **O'Brien W J** *Dental materials and their selection*. Quintessence Publ. Chicago: 1997.
30. **Huang H H,Lin M C,Lee T H,Yang H W,Chen F-L,Wu S C,Hsu C C** Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of oral rehabilitation* **2005**; 32 (3): 206-212.
31. **Wataha J C** Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* **2002**; 87 (4): 351-363.
32. **Zaimoğlu A,Can G,Ersoy E,Aksu L** Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara* **1993**;
33. **Berg E,Wagner W C,Davik G,Dootz E R** Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *The Journal of prosthetic dentistry* **1995**; 74 (3): 250-257.
34. **Miyazaki T,Hotta Y,Kunii J,Kuriyama S,Tamaki Y** A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal* **2009**; 28 (1): 44-56.
35. **Hickel R,Dasch W,Mehl A,Kremers L** CAD/CAM-Fillings of the future? *International dental journal* **1997**; 47 (5): 247-258.
36. **Ersu B,Yüzügüllü B,Canay Ş** Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **2008**; 32 (2): 58-72.
37. **Christensen G J** Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of the American Dental Association (1939)* **2001**; 132 (9): 1301-3.
38. **Witkowski S** CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol* **2005**; 28: 169-184.
39. **Beuer F,Schweiger J,Edelhoff D** Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal* **2008**; 204 (9): 505-11.
40. **Mehl A,Hickel R** Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry* **1999**; 2 (1): 9-35.
41. **Kovalev A,Vainshtein D,Mishina V,Titov V,Moiseev V,Tolochko N** Selective laser sintering of steel powders to obtain products based on SAPR-models. *Metallurgist* **2000**; 44 (4): 206-209.
42. **Ciraud P** Verfahren und vorrichtung zur herstellung beliebiger gegenstände aus beliebigem schmelzbarem material. *German Patent Publication DE* **1973**..
43. **Deckard C R** Method and apparatus for producing parts by selective sintering. Google Patents: **1989**.
44. **Shellabear M,Nyrhilä O** DMLS-Development history and state of the art. *Laser Assisted Netshape Engineering 4, Proceedings of the 4th LANE* **2004**; 21-24.
45. **Williams J M,Adewunmi A,Schek R M,Flanagan C L,Krebsbach P H,Feinberg S E,Hollister S J** Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering. *Biomaterials* **2005**; 26 (23): 4817-4827.
46. **Akova T,Ucar Y,Tukay A,Balkaya M C,Brantley W A** Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *dental materials* **2008**;24 (10): 1400-1404.
47. **Santos E C,Shiomi M,Osakada K,Laoui T** Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture* **2006**; 46 (12): 1459-1468.
48. **Beaman J J,Barlow J W,Bourell D L,Crawford R H,Marcus H L,McAlea K P** Solid freeform fabrication: a new direction in manufacturing. *Kluwer Academic Publishers, Norwell, MA* **1997**; 2061: 25-49.
49. **Levy G N,Schindel R,Kruth J-P** Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives. *CIRP Annals-Manufacturing Technology* **2003**; 52 (2): 589-609.
50. **Levy G N** In *Digital layer manufacturing chances and challenges*, ASME 2008 9th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis, American Society of Mechanical Engineers: **2008**; 217-224.
51. **Dimov S S,Pham D T,Lacan F,Dotchev K** Rapid tooling applications of the selective laser sintering process. *Assembly Automation* **2001**; 21 (4): 296-302.
52. **Wang X,Laoui T,Bonse J,Kruth J-P,Lauwers B,Froyen L** Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* **2002**; 19 (5): 351-357.

53. Santos E, Osakada K, Shiomi M, Kitamura Y, Abe F Microstructure and mechanical properties of pure titanium models fabricated by selective laser melting. *Proceedings of the institution of mechanical engineers, part c: journal of mechanical engineering science* **2004**; 218 (7); 711-719.
54. Tolochko N K, Mozzharov S E, Yadroitsev I A, Laoui T, Froyen L, Titov V I, Ignatiev M B Balling processes during selective laser treatment of powders. *Rapid Prototyping Journal* **2004**; 10 (2): 78-87.
55. Hauser C, Childs T, Taylor C, Badrossamay M, Akhtar S, Wright C, Youseffi M, Xie J, Fox P, O'Neill W In *Direct selective laser sintering of tool steel powders to high density, Part A: Effects of laser beam width and scan strategy*, Proceedings of the 2003 Solid Freeform Fabrication Symposium, **2003**.
56. Delikanli K, Sofu M M, Bekçi U Üretim Sektöründe Hızlı Direkt İmalat Sistemlerinin Yeri Ve Önemi. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi* **2005**; 4: 33-39.
57. Kruth J-P, Levy G, Klocke F, Childs T Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals-Manufacturing Technology* **2007**; 56 (2): 730-759.
58. Van Der Schueren B Basic contributions to the development of the selective metal powder sintering process. **1998**.
59. Karapatis P A sub-process approach of selective laser sintering. **2002**.
60. Rombouts M, Kruth J-P, Froyen L, Mercelis P Fundamentals of selective laser melting of alloyed steel powders. *CIRP Annals-Manufacturing Technology* **2006**; 55 (1): 187-192.
61. Kruth J-P, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid prototyping journal* **2005**; 11 (1): 26-36.
62. Ewoldsen N, Demke R S A review of orthodontic cements and adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **2001**; 120 (1): 45-48.
63. Diaz-Arnold A M, Vargas M A, Haselton D R Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry* **1999**; 81 (2): 135-141.
64. Zaimoğlu A C G, Ersoy A, Aksu L *Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara, A Ü Basımevi. **1993**.
65. Charlton D G Current Status of Dental Luting Cements. *USAF Dental Evaluation* **2000**.
66. JF. M *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. İstanbul Üniversitesi Basımevi: İstanbul, **1999**.
67. Rosenstiel S F, Land M F, Crispin B J Dental luting agents: a review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry* **1998**; 80 (3): 280-301.
68. Bapna M, Mueller H Leaching from glass ionomer cements. *Journal of oral rehabilitation* **1994**; 21 (5): 577-583.
69. Nicholson J W Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials* **1998**; 19 (6): 485-494.
70. Xie D, Brantley W, Culbertson B, Wang G Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials* **2000**; 16 (2): 129-138.
71. Attar N, Tam L E, McComb D Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry* **2003**; 89 (2): 127-134.
72. Bouillaguet S, Shaw L, Gonzalez L, Wataha J, Krejci I Long-term cytotoxicity of resin-based dental restorative materials. *Journal of oral rehabilitation* **2002**; 29 (1): 7-13.
73. Magne P, Belser U *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Quintessence Publishing Company: **2002**.
74. Shillingburg H T, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S Fundamentals of fixed prosthodontics. *Book reviews. J Prosthodont* **1997**; 6: 316-320.
75. Blatz M B, Sadan A, Kern M Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* **2003**; 89 (3): 268-274.
76. Dayangaç B *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi: **2000**.
77. McComb D Adhesive luting cements--classes, criteria, and usage. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* **1996**; 17 (8): 759-62, 764 passim; quiz 774.
78. Burke F T Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dental update* **2005**; 32 (5): 251-260.
79. McCabe J F, Walls A W *Applied dental materials*. John Wiley & Sons: **2013**.
80. Zaimoğlu A, Protezler C G S Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara: **2004**.
81. Hornbrook D, Crispin B Indirect and direct composite restorations. *B. Crispin, Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals, Quintessence Pub. Co., London* **1994**; 137-154.
82. Dietschi D, Spreafico R Adhesive Metal-Free Restorations (ed 1). Chicago. *Quintessence* **1999**.
83. Bagby M, Stewart M G *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*. Wolters Kluwer business: **2012**.
84. Nayır E *Dişhekimliği Maddeler Bilgisi. Dişhekimliği fak. Yayın* **1999**; (4019): 120-150.

85. **Van Dijken J W,Örmin A,Olofsson A L** Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. *The Journal of prosthetic dentistry* **1999**; 82 (5): 529-535.
86. **Uludamar A,Aygün Ş,Özkan Y K** Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **2011**; 2011 (2).
87. **Caughman W F,Chan D C,Rueggeberg F A** Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *The Journal of prosthetic dentistry* **2001**; 85 (5): 479-484.
88. **Allen E P,Bayne S C,Becker I M,Donovan T E,Hume W R,Kois J C** Annual review of selected dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry* **1999**; 82 (1): 27-66.
89. **Usumez A,Aykent F** Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er, Cr: YSGG laser etching. *The Journal of prosthetic dentistry* **2003**; 90 (1): 24-30.
90. **Ateş G** Farklı Dual-Cure Yapıştırıcı Resin Simanın Değişik Kompozit ve Porselen Kalınlıkları Altında Polimerizasyon Etkinliğinin Karşılaştırılması. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi* **2002**.
91. **Ozyesil A G,Usumez A,Gunduz B** The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *The Journal of prosthetic dentistry* **2004**; 91 (2): 151-157.
92. **Öztürk Ö, Uludağ B** Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği TDBD **2002**; 6: 33-39.
93. **Lin J,Shinya A,Gomi H,Shinya A** Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dental materials journal* **2010**; 29 (4): 425-432.
94. **Behr M,Rosentritt M,Regnet T,Lang R,Handel G** Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dental materials* **2004**; 20 (2): 191-197.
95. **Frassetto A,Navarra C,Marchesi G,Turco G,Di Lenarda R,Breschi L,Ferracane J,Cadenaro M** Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dental Materials* **2012**; 28 (9): 1032-1039.
96. **Farrokh A,Mohsen M,Soheil S,Nazanin B** Shear bond strength of three self-adhesive resin cements to dentin. *Indian Journal of Dental Research* **2012**; 23 (2): 221.
97. **Abo-Hamar S E,Hiller K-A,Jung H,Federlin M,Friedl K-H,Schmalz G** Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clinical Oral Investigations* **2005**; 9 (3): 161-167.
98. **Durkan M** Self-adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seromerlerin dentin yüzeyine bağlantısının incelenmesi. *Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi* **2007**.
99. Inc S, SPSS for windows (version 160). *SPSS Inc, Chicago* **2007**.
100. **Akashi A E,Francischone C E,Tokutsune E** Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *Journal of Adhesive Dentistry* **2002**; 4 (4).
101. **Breeding L C,Dixon D L,Bogacki M T,Tietge J D** Use of luting agents with an implant system: Part I. *Journal of Prosthetic Dentistry* **1992**; 68 (5): 737-741.
102. **Clayton G H,Driscoll C F,Hondrum S O** The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **1997**; 12 (5).
103. **GaRey D J,Tjan A H,James R A,Caputo A A** Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry* **1994**; 71 (2): 124-132.
104. **Heinemann F,Mundt T,Biffar R** Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery* **2006**; 34: 86-90.
105. **Ramp M H,Dixon D L,Ramp L C,Breeding L C,Barber L L** Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *Journal of Prosthetic Dentistry* **1999**; 81 (5): 510-514.
106. **Proussaefs P,Campagni W,Bernal G,Goodacre C,Kim J** The effectiveness of auxiliary features on a tooth preparation with inadequate resistance form. *Journal of Prosthetic Dentistry* **2004**; 91 (1): 33-41.
107. **Maeyama H,Sawase T,Jimbo R,Kamada K,Suketa N,Fukui J,Atsuta M** Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements. *Clinical implant dentistry and related research* **2005**; 7 (4): 229-234.
108. **Wolfart S,Wegner S M,Al-Halabi A,Kern M** Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International journal of prosthodontics* **2003**; 16 (6).

109. **Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M** Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clinical oral implants research* **2002**; *13* (4): 343-348.
110. **Mehl C J, Okano N, Ludwig K, Kern M** Retention of bonded titanium copings fixed to implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry* **2016**; *115* (1): 26-34.
111. **Garg P, Pujari M, Prithviraj D, Khare S** Retentiveness of various luting agents used with implant-supported prosthesis: an in vitro study. *Journal of Oral Implantology* **2014**; *40* (6): 649-654.
112. **Moráñez O D, Belser U C** The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* **2010**; *103* (3): 189-191.
113. **Belser U C, Buser D, Hess D, Schmid B, Bernard J P, Lang N P** Aesthetic implant restorations in partially edentulous patients—a critical appraisal. *Periodontology 2000* **1998**; *17* (1): 132-150.
114. **Taylor R C, Ghoneim A S, McGlumphy E A** An esthetic technique to fill screw-retained fixed prostheses. *Journal of Oral Implantology* **2004**; *30* (6): 384-385.
115. **Weininger B, McGlumphy E, Beck M** Esthetic evaluation of materials used to fill access holes of screw-retained implant crowns. *Journal of Oral Implantology* **2008**; *34* (3): 145-149.
116. **Chu K, Tredwin C, Setchell D, Hems E** Effect of screw hole filling on retention of implant crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* **2005**; *13* (4): 154-158.
117. **Koka S, Ewoldsen N O, Dana C L, Beatty M W** The effect of cementing agent and technique on the retention of a CeraOne gold cylinder: a pilot study. *Implant dentistry* **1995**; *4* (1): 32-35.
118. **Kent D K, Koka S, Froeschle M L** Retention of Cemented Implant-Supported Restorations. *Journal of Prosthodontics* **1997**; *6* (3): 193-196.
119. **Emms M, Tredwin C J, Setchell D J, Moles D R** The Effects of Abutment Wall Height, Platform Size, and Screw Access Channel Filling Method on Resistance to Dislodgement of Cement-Retained, Implant-Supported Restorations. *Journal of Prosthodontics* **2007**; *16* (1): 3-9.
120. **Cakan U, Gultekin P, Guncu M, Canay S** Effect of screw access channel filling materials on uniaxial retentive force of cement-retained implant restorations. *Australian dental journal* **2014**; *59* (1): 65-69.
121. **Wadhvani C, Hess T, Piñeyro A, Opler R, Chung K-H** Cement application techniques in luting implant-supported crowns: a quantitative and qualitative survey. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **2012**; *27* (4).
122. **Liang T, Hu X, Zhu L, Pan X, Zhou Y, Liu J** Comparative in vitro study of cementing techniques for implant-supported restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* **2016**; *116* (1): 59-66.
123. **Willer J, Rossbach A, Weber H-P** Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *Journal of Prosthetic Dentistry* **1998**; *80* (3): 346-353.
124. **Strub J R, Rekow E D, Witkowski S** Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association* **2006**; *137* (9): 1289-1296.
125. **Yildirim A, Bayindir F** Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **2013**; *23* (3).
126. **Giordano R** Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association* **2006**; *137*: 14-21.
127. **Kupeyan H K, Shaffner M, Armstrong J** Definitive CAD/CAM-Guided Prosthesis for Immediate Loading of Bone-Grafted Maxilla: A Case Report. *Clinical implant dentistry and related research* **2006**; *8* (3): 161-167.
128. **Drago C J, Peterson T** Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: A clinical report. *Journal of Prosthodontics* **2007**; *16* (3): 200-208.
129. **Tara M A, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M** Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *International Journal of Prosthodontics* **2011**; *24* (1).
130. **Sun J, Zhang F Q** The application of rapid prototyping in prosthodontics. *Journal of Prosthodontics* **2012**; *21* (8): 641-644.
131. **Azari A, Nikzad S** The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal* **2009**; *15* (3): 216-225.
132. **Yuksel E, Zaimoglu A** Hızlı Prototip Üretim Teknolojileri ve Diş Hekimliğinde Kullanımı: Olgu Sunumu. *Cumhuriyet Dental Journal* **2011**; *14* (3): 225-229.
133. **Jamieson R, Holmer B, Ashby A** How rapid prototyping can assist in the development of new orthopaedic products—a case study. *Rapid prototyping journal* **1995**; *1* (4): 38-41.
134. **Liu Q, Leu M C, Schmitt S M** Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The international journal of advanced manufacturing technology* **2006**; *29* (3-4): 317-335.
135. **Santos E C, Shiomi M, Osakada K, Laoui T** Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture* **2006**; *46* (12-13): 1459-1468.

136. **Roberts H W, Berzins D W, Moore B K, Charlton D G** Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *Journal of prosthodontics* **2009**; 18 (2): 188-194.
137. **Sakaguchi R L, Powers J M** *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*. Elsevier Health Sciences: **2012**.
138. **Wataha J C** Alloys for prosthodontic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* **2002**; 87 (4): 351-363.
139. **Wataha J C, Messer R L** Casting alloys. *Dental Clinics of North America* **2004**; 48 (2): 499-512.
140. **De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J** An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts. *International Journal of Prosthodontics* **2006**; 19 (2).
141. **Reiss B** Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *International journal of computerized dentistry* **2007**; 10 (1): 69.
142. **Denry I, Holloway J, Rosenstiel S** Effect of ion exchange on the microstructure, strength, and thermal expansion behavior of a leucite-reinforced porcelain. *Journal of dental research* **1998**; 77 (4): 583-588.
143. **Little D A, Graham L** Zirconia: simplifying esthetic dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* **2004**; 25 (6): 490.
144. **Ernst C-P, Cohnen U, Stender E, Willershausen B** In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry* **2005**; 93 (6): 551-558.
145. **Muche R, Krausse A, Strub J** Success rates of implant supported prostheses in partially edentulous patients--Part II. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia* **2003**; 113 (4): 404-410.
146. **Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, von Steyern P V** The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dental Materials* **2011**; 27 (4): 356-363.
147. **Castillo-de-Oyagüe R, Sánchez-Turrión A, López-Lozano J F, Albaladejo A, Torres-Lagares D, Montero J, Suárez-García M J** Vertical misfit of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported crown copings luted with definitive and temporary luting agents. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal* **2012**; 17 (4): e610.
148. **Harish V, Mohamed Ali S, Jagadesan N, Mohamed Ifthikar S S, Debasish Basak F H** Evaluation of Internal and Marginal Fit of Two Metal Ceramic System–In Vitro Study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* **2014**; 8 (12).
149. **Gultekin P, Gultekin B A, Aydin M, Yalcin S** Cement Selection for Implant-Supported Crowns Fabricated with Different Luting Space Settings. *Journal of Prosthodontics* **2013**; 22 (2): 112-119.
150. **Covey D A, Kent D K, Germain H A S, Koka S** Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *Journal of prosthetic dentistry* **2000**; 83 (3): 344-348.

ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında Antalya’da doğdu. 2008 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini kazandı ve 2013 yılında mezun oldu. 2014 yılında Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavını kazanarak Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak göreve başladı ve 2018 yılında mezun oldu.

