



T. C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İMLANT ÜSTÜ ÜÇ VE DÖRT ÜYELİ KÖPRÜLERDE METAL
ÜZERİNE PRESLENMİŞ PORSELEN İLE
ZİRKONYUM ÜZERİNE PRESLENMİŞ TAM SERAMİK VE
KONVANSİYONEL METAL SERAMİK RESTORASYONLARIN
MARJİNAL VE İTERNAL UYUM AÇISINDAN
KARŞILAŞTIRILMASI**

EMRE BAYRAMOĞLU

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN

İSTANBUL - 2014



T. C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İMLANT ÜSTÜ ÜÇ VE DÖRT ÜYELİ KÖPRÜLERDE METAL
ÜZERİNE PRESLENMİŞ PORSELEN İLE
ZİRKONYUM ÜZERİNE PRESLENMİŞ TAM SERAMİK VE
KONVANSİYONEL METAL SERAMİK RESTORASYONLARIN
MARJİNAL VE İTERNAL UYUM AÇISINDAN
KARŞILAŞTIRILMASI**

EMRE BAYRAMOĞLU

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN

İSTANBUL - 2014

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Programın seviyesi : Doktora
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi
Tez Sahibi : Emre BAYRAMOĞLU
Tez Başlığı : İMPLANT ÜSTÜ ÜÇ VE DÖRT ÜYELİ KÖPRÜLERDE METAL
ÜZERİNE PRESLENMİŞ PORSELEN İLE ZİRKONYUM ÜZERİNDE
PRESLENMİŞ TAM SERAMİKLERİN MARJİNAL VE İNTERNAL UYUM
AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI
Sınav Yeri : M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Sınav Tarihi : 23/06/2014

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)
Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN

Kurumu
Marmara Üniversitesi

İmza

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)
Prof. Dr. Muzaffer ATEŞ
Doç. Dr. Burçin VANLIOĞLU
Doç. Dr. Buket EVREN
Yrd. Doç. Dr. Coşkun YILDIZ

Medipol Üniversitesi
Marmara Üniversitesi
Marmara Üniversitesi
Marmara Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 23.06.2014 tarih ve 7. sayılı kararı ile onaylanmıştır.

F. Arıcıoğlu
Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

-Sınav evrakları 3 iş günü içinde ıslak imzalı tek kopya halinde Enstitüye teslim edilmelidir.
-Bu form bilgisayar ortamında doldurulacaktır.

BEYAN FORMU

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

09.06.2014

EMRE BAYRAMOğLU

İmza

I. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca hatalarıma rağmen beni destekleyen, tez çalışmamın tamamlanmasında benden yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Prof.Dr. Yasemin Özkan'a,

Doktora eğitimi için beni en çok destekleyen, asistanlığım sırasında gece gündüz her zaman yanımda olan, benim için bir hocadan çok daha fazlası olan Yrd.Doç.Dr. Coşkun Yıldız'a,

Tez çalışmamda bana çok yardımcı olan ve çalışmamın dışında da iyi niyeti ve güler yüzü ile bana yakın hissettiren Doç.Dr. Burçin Vanlıoğlu'na,

Öğrenciliğim ve asistanlığım sırasında bana hep yardımcı olan, bana olan sevgisinden oğluna ismimi veren Doç.Dr. Buket Evren'e,

Doktora hayatım boyunca desteğini esirgemeyen, tecrübelerini her zaman benimle paylaşan Yrd.Doç.Dr. Rıfat Gözneli'ye,

Doktora eğitimim boyunca her konuda yardımcı olan hocalarım Prof.Dr. Atilla Sertgöz, Prof.Dr. Hasan Alkumru ve Doç.Dr. Begüm Türker'e,

Okul hayatımda çok ayrı yerleri olan, her anımı paylaştığım bundan sonra da paylaşacağım Dr. Sinan Kocamanoğlu, Dr.Umut Aslan ve Dr. Erkut Kahramanoğlu'na,

Tez hazırlığım boyunca her aşamada birlikte uyumlu bir şekilde çalıştığımız ve çok yardımını gördüğüm Dt. Seda Varol'a,

Sekiz yıl (dile kolay:) boyunca beraber çalıştığımız, birbirimize destek olduğumuz tüm asistan arkadaşlarıma,

Asistanlığım süresince bana yardımcı olan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı çalışanlarına,

Tezimin yapımında ve eğitim hayatımda bana çok destek olan Hasan Alkaç ve Optimal Diş Laboratuvarına,

Tez çalışmamın ölçümlerinde tüm sıcaklığıyla yardımını esirgemeyen Nurhan Yaşlıoğlu'na,

Benim burada olabilmemin asıl sebebi olan, beni büyüten, yetiştiren, emekleri ve sevgileri ile bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan aileme,

On yıldır gecem ve gündüzüm olan, benim kahrımı çeken, hayatıma anlam katan canım eşime ve daha doğmadan bana şans getirdiğine inandığım oğluma,

Bu tez, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-C-DRP-130511-0139 numaralı proje ile desteklenmiştir.

II. İÇİNDEKİLER

BEYAN FORMU.....	iii
I. TEŞEKKÜR.....	ii
II. İÇİNDEKİLER	v
III. KISALTMALAR VE SİMGELER	viii
IV. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ	x
i. Şekillerin Listesi.....	x
ii. Resimlerin Listesi.....	x
iii. Tabloların Listesi	xiii
1.ÖZET.....	1
2.SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER.....	4
4.1. Dental İmplantlar	4
4.1.1. Dental implantların tanımı ve gelişimi.....	4
4.1.2 Dental implant tipleri.....	5
4.1.3. Dental implant materyalleri.....	7
4.2. Osseointegrasyon	10
4.2.1. Osseointegrasyonun tanımı	10
4.2.2. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler.....	10
4.3. Dental İmplantlarda Başarı.....	10
4.4. İmplant Destekli Protezlerde Planlama	13
4.4.1. Total dişsizlik.....	14
4.4.2. Kısmi dişsizlik.....	14
4.5. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü Alımı.....	18

4.5.1. Materyalin önemi	18
4.5.2. Tekniğin ve kaşık tipinin önemi.....	19
4.6. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Üst Yapı Materyalleri.....	22
4.6.1. Metal alt yapıli seramik restorasyonlar	22
4.6.2. Tam seramik restorasyonlar	25
4.7. İmplant Destekli Protezlerde Marjinal ve İnternal Uyum	33
4.7.1. Marjinal ve internal adaptasyon ölçüm yöntemleri.....	35
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	37
5.1. Gereç:	37
5.1.1. Ana model hazırlanması.....	37
5.1.2. Ölçü alımı.....	37
5.1.3. Laboratuvar işlemleri.....	37
5.1.4. Marjinal ve iç uyumun kontrolü.....	39
5.1.5. İstatistiksel analiz.....	39
5.2. Yöntem	40
5.2.1. Ana modellerin hazırlanması.....	41
5.2.2. Ölçü işlemi	42
5.2.3. Laboratuvar işlemleri.....	44
5.2.4. Replikaların elde edilmesi	58
5.2.5. Silikon replikaların mikroskopik değerlendirilmesi.....	60
5.2.6. İstatistiksel analiz.....	61
6.BULGULAR.....	62
6.1. Işık Mikroskobu ile Elde Edilen Ölçümlerin İncelenmesi.....	62
7.TARTIŞMA	73
8. SONUÇLAR	84
9. KAYNAKLAR	86

10. ÖZGEÇMİŞ.....	97
--------------------------	-----------

III. KISALTMALAR VE SİMGELER

AG : Aksiyo-gingival

ANOVA: Analysis of variance test

AO: Aksiyo-oklüzal

bl: bukkolingual

IM: intermarjinal

LSD: Least significant difference

M: Marjinal

MAG: Molar aksiyo-gingival

MAO: Molar aksiyo-oklüzal

md: Mesiodistal

MDP: Metal destekli protez

MD3a: Metal destekli 3 üyeli alt yapı

MD3u: Metal destekli 3 üyeli üst yapı

MD4a: Metal destekli 4 üyeli alt yapı

MD4u: Metal destekli 4 üyeli üst yapı

MIM: Molar intermarjinal

MM: Molar marjinal

MO: Molar oklüzal

Ni-Cr: Nikel krom alaşım

O: Oklüzal

PAG: Premolar aksiyo-gingival

PAO: Premolar aksiyo-oklüzal

PIM: Premolar intermarjinal

PM: Premolar marjinal

PO: Premolar oklüzal

POM: Press-on-metal

POM3a: Press-on-metal 3 üyeli alt yapı

POM3u: Press-on-metal 3 üyeli üst yapı

POM4a: Press-on-metal 4 üyeli alt yapı

POM4u: Press-on-metal 4 üyeli üst yapı

SEM: Scanning electron microscope

Y-TZP: Yttrium ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin

ZIR: Zirkonyum destekli seramik restorasyon

ZİR3a: Zirkonyum 3 üyeli alt yapı

ZİR3u: Zirkonyum 3 üyeli üst yapı

ZİR4a: Zirkonyum 4 üyeli alt yapı

ZİR4u: Zirkonyum 4 üyeli üst yapı

IV. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ

i. Şekillerin Listesi

Şekil 6.1.a. Restorasyon materyaline göre elde edilen iç ve marjinal uyum değerlerinin ortalaması.....63

Şekil 6.1.b. Restorasyonların üye sayısına göre elde edilen marjinal ve iç uyum değerlerinin ortalaması.....65

Şekil 6.1.c. Yapılan ölçümlerin alt yapı ve üst yapı işlemi sonrası ortaya çıkan ortalamaları.....67

Şekil 6.1.d. Materyallere göre üst yapı fırınlanması öncesi ve sonrası iç ve marjinal uyum ölçümleri.....70

ii. Resimlerin Listesi

Resim 5.1. Epoksi rezin model (34, 35, 36 numaralı dişler eksik).....40

Resim 5.2. Epoksi rezin model (34, 35, 36, 37 numaralı dişler eksik).....40

Resim 5.3. Paralelometrede implant uygulaması.....41

Reim 5.4. Paralelometrede implant uygulaması.....41

Resim 5.5. Direct abutment replica yerleştirilmiş ana modeller.....41

Resim 5.6. Plastik ölçü kopinglerinin yerleştirilmesi.....42

Reim 5.7. Virtual ince kıvamlı ölçü maddesi uygulaması.....42

Resim 5.8. Kapalı kaşık tekniği ile ölçü alımı.....42

Resim 5.9. Direct abutment replica.....42

Resim 5.10. Gingiva mask uygulaması.....43

Resim 5.11. Gingiva mask uygulaması.....43

Resim 5.12. Smartbox alçı su oranlıyıcı.....44

Resim 5.13. Smartmix alçı karıştırıcı.....44

Resim 5.14. Döküm kopingleri.....	44
Resim 5.15. Döküm kopinglerinin sabitlenmesi.....	44
Resim 5.16. Mum modelaj.....	45
Resim 5.17. Tijleme.....	45
Resim 5.18. Modelajın revetmana alınması.....	45
Resim 5.19. Döküm fırını.....	45
Resim 5.20. Tamamlanmış metal alt yapı.....	46
Resim 5.21. CEREC AC CAD cihazı.....	47
Resim 5.22. CEREC Bluecam tarayıcı.....	47
Resim 5.23. Restorasyon bilgilerinin bilgisayara aktarılması.....	47
Resim 5.24. Restoratif materyalin seçimi.....	48
Resim 5.25. Kamera görüntüsü.....	48
Resim 5.26. Titanyum dioksit tozu püskürtülmüş model.....	48
Resim 5.27. Modelin 3 boyutlu görüntüsü.....	49
Resim 5.28. Modelin ark üzerinde yerleştirilmesi.....	49
Resim 5.29. Model üzerinde marjin belirlenmesi.....	49
Resim 5.30. Giriş yolu belirlenmesi.....	50
Resim 5.31. Giriş yolunun andırkat içermesi.....	50
Resim 5.32. Restorasyonun bitmiş hali.....	50
Resim 5.33. Restorasyonun blok içerisinde yerleşimi.....	51
Resim 5.34. Kazıma işlemi tamamlanmış zirkonyum blok.....	51
Resim 5.35. Sinterleme fırını.....	51
Resim 5.36. Sinterleme fırını.....	51

Resim 5.37. Tamamlanmış zirkonyum alt yapı.....	52
Resim 5.38. Opaker uygulaması.....	52
Resim 5.39. Porselen fırını.....	53
Resim 5.40. Bitmiş metal destekli porselen restorasyon.....	53
Resim 5.41. PoM Opaker.....	54
Resim 5.42. PoM Opaker uygulaması.....	54
Resim 5.43. Tamamlanmış mum modelaj.....	54
Resim 5.44. Tamamlanmış mum modelajın oklüzal görüntüsü.....	54
Resim 5.45. PoM ingotun revetmana yerleştirilmesi.....	55
Resim 5.46. Presleme işlemi.....	55
Resim 5.47. Tesviye işlemleri.....	55
Resim 5.48. Bitmiş PoM restorasyon.....	55
Resim 5.49. Tesviye işlemleri.....	57
Resim 5.50. Tamamlanmış zirkonyum restorasyon.....	57
Resim 5.51. Ölçü malzemeleri.....	57
Resim 5.52. Çok ince kıvamlı ölçü malzemesi ile restorasyonun iç yüzeyinin doldurulması.....	58
Resim 5.53. Silikonun modele yerleştirilmesi.....	58
Resim 5.54. Silikon malzemesi restorasyonun içinde kalacak şekilde modelden çıkarılması.....	58
Resim 5.55. İnce kıvamlı silikon malzemesi ile desteklenmesi.....	58
Resim 5.56. Restorasyonun koyu kıvamlı ölçü malzemesine gömülmesi.....	59
Resim 5.57. Hazırlanan replikanın görüntüsü.....	59
Resim 5.58. Replikanın ince kıvamlı ölçü malzemesi ile desteklenmesi.....	59

Resim 5.59. Kesit alınmış replika görüntüsü.....	59
Resim 5.60. Ölçüm noktaları; M: Marjinal, IM: İntermarjinal, AG: Aksiyo- gingival, AO: Aksiyo-oklüzal, O: Oklüzal.....	60
Resim 5.61. Kesitin mikroskop görüntüsü.....	60
iii. Tabloların Listesi	
Tablo 5.1. Araştırmada kullanılan ürünlerin isimleri, içerikleri ve seri numaraları.....	39
Tablo 6.1.a. Restorasyonların yapıldığı materyalin tipine göre elde edilen iç ve marjinal uyum değerlerinin ortalama ve standart sapması, istatistiksel olarak karşılaştırılması (Independent Samples Test, $p<0.05$).....	62
Tablo 6.1.b. Marjinal ve iç uyum değerlerinin kullanılan farklı materyallere göre gruplar arasındaki farklarının istatistiksel olarak incelenmesi. (LSD, $p<0.05$).....	64
Tablo 6.1.c. Yapılan restorasyonların üye sayısına göre elde edilen marjinal ve iç uyum değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları ve istatistiksel olarak değerlendirmesi.....	65
Tablo 6.1.d. Yapılan ölçümlerin ayrı ayrı alt yapıları ve üst yapıları yapıldıktan sonra elde edilen marjinal ve iç uyum değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları ve istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	66
Tablo 6.1.e. Restorasyonların üst yapı uygulaması sonucunda iç ve marjinal uyumundaki değişikliklerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	69
Tablo 6.1.f. Materyallere göre üst yapı uygulaması sonucunda oluşan farklılıkların istatistiksel olarak değerlendirilmesi. (LSD, $p<0,05$).....	70
Tablo 6.1.g. : Farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırılması (Univariate Analysis of Variance) ($p<0.05$).....	71

1.ÖZET

İmplant üstü üç ve dört üyeli köprülerde metal üzerine preslenmiş porselen ile zirkonyum üzerine preslenmiş tam seramik ve konvansiyonel metal seramiklerin marjinal ve internal uyum açısından karşılaştırılması.

Emre BAYRAMOĞLU, Prof.Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.

Amaç: Bu çalışmanın amacı, implant üstü 3 ve 4 üyeli sabit protetik restorasyonlarda kullanılan 3 farklı materyalin iç ve marjinal uyumunu karşılaştırmak ve üst yapı fırınlanmasının uyuma etkisini incelemektir. **Gereç ve yöntem:** Çalışmamızda standart olması açısından tüm örneklerde aynı implant ve abutment kullanıldı. Epoksi rezinden 2 farklı alt çene modeli hazırlandı. Hazırlanan modeller üzerinde zirkonyum ve metal altyapılar hazırlandı. Altyapıların iç ve marjinal uyumuna replika tekniği ile bakıldı. Altyapılar için her restorasyondan 40 ölçüm, toplamda 2400 ölçüm yapıldı. Ölçümler marjinal, aksiyal ve oklüzal bölgelerden alındı. Altyapı ölçümlerinden sonra zirkonyum altyapılara presleme, metal altyapıların yarısına presleme diğer yarısına ise konvansiyonel veneerleme ile porselen uygulandı. Üst yapılar hazırlandıktan sonra iç ve marjinal uyum ölçümleri tekrar yapıldı. Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS programı kullanılarak yapıldı. **Bulgular :** Marjinal bölgeden alınan ölçümlerin ortalaması değerlendirildiğinde zirkonyum altyapılar için 120.36 µm metal altyapılar için 82.476 µm aralık gözlenirken, üst yapılar hazırlandıktan sonra zirkonyum altyapılı restorasyonlar için 98.23 µm, press on metal restorasyonlar için 81.58 µm, konvansiyonel hazırlanan metal destekli porselenler için ise 103.82 µm aralıklar gözlemlendi. Yapılan iç uyum ölçümlerinde tüm örneklerde en geniş aralıklar oklüzal bölgeden alınan ölçümlerde görüldü. Oklüzalden alınan ölçümlerin ortalaması zirkonyum alt yapılarda 183.71 µm iken metal altyapılarda 291.60 µm bulundu. **Sonuç:** Tüm veriler değerlendirildiğinde press on metal sisteminin konvansiyonel metal destekli porselen sisteme göre üst yapı fırınlama işlemlerinden daha az etkilenerek daha iyi uyum gösterdiği düşünülmektedir. Yapılan marjinal ve iç uyum değerlendirmelerinde sonuçların klinik olarak kabul edilebilir olduğu düşünülmektedir.

Anahtar Sözcükler: implant, zirkonyum, pres porselen, marjinal uyum ve iç uyum

2.SUMMARY

Comparison of Marginal and Internal Fit of Press-on-Metal, All-ceramic Zirconia Systems and Metal Ceramics for Three and Four-unit Implant-Supported Fixed Partial Dentures.

Emre BAYRAMOĞLU, Prof.Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN, Prosthodontics.

Purpose: The aim of this study was to compare the marginal and internal adaptation of three different restorative materials used for implant supported three and four-unit fixed prosthetic restorations. **Materials and methods:** For generating a standart in all samples same implant and implant abutment were used. Two different epoxy resin mandibular models prepared. Zirconium and metal frameworks fabricated on acquired die models. Internal and marginal adaptation of frameworks measured with using replica technique. A total of 2400 measurements were performed by taking 40 measurements in each restoration framework. Measurements were taken at marginal, axial and occlusal regions. After framework measurements; press porcelain applied to zirconium frameworks and half of the metal frameworks, and conventional veneering process applied to the other metal frameworks. After completing the restorations internal and marginal adaptation measurements performed again. SPSS program was used for the statistical analyze. **Results:** Mean marginal gap values are observed 120.36 μm for zirconium frameworks and 82.476 μm for metal frameworks. After fabricating superstructures; mean marginal gaps are observed 98.23 μm for zirconium restorations, 81.58 μm for press-on-metal restorations and 103.82 μm for conventional metal ceramic restorations. Widest gaps of internal adaptation measurements shown at occlusal area measurements. Mean occlusal gap value is 183.71 μm for zirconium frameworks and 291.60 μm for metal frameworks. **Conclusions:** As a result of all collected data, press-on-metal system showed better adaptation than conventional metal ceramic system because of press-on-metal restorations less affected by multiple ceramic firings. Marginal and internal adaptation results are clinically acceptable.

Key words: implant, zirconia, press porcelain, marginal adaptation and internal adaptation

3. GİRİŞ VE AMAÇ

İmplant üstü sabit protezler son yıllarda diş hekimliğinde en büyük yeniliklerden olmuştur. Doğal dişlere en iyi alternatif olması, hasta konforunu arttırması ve diğer protez tiplerine göre ağız içindeki diğer dokuların korunmasına daha çok yardımcı olması bakımından gün geçtikçe kullanımı da hızla artmaktadır (Pjetursson ve ark. 2012).

İmplant üstü sabit protezlerin uzun süreli ağızda kalabilmesi ve hasta tarafından kullanılan süre içerisinde konforlu olabilmesi için iç ve marjinal uyum önem taşımaktadır. Uyumsuz bir abutment restorasyon ilişkisi periodontal dokularda komplikasyonlara ve uzun dönem mekanik başarısızlığa neden olabilir (Karl ve ark. 2012; Tioosi ve ark. 2012).

Uzun yıllardır kullanılan metal destekli protezlerin klinik güvenilirliği kabul edilse de hem estetik ihtiyacın artması hem de metal destekli sistemlerin daha iyi klinik şartlara getirilmek istenmesi yeni materyallerin kullanılmasına ön ayak olmuştur.

Çalışmamızın amacı, 2 farklı alt yapı materyali ile 3 farklı üst yapı sistemi uygulanan implant üstü protezlerde iç ve marjinal uyumu karşılaştırmak, üst yapı yapım tekniğinin alt yapının uyumunu etkileyip etkilemediğini incelemek, üye sayısının iç ve marjinal uyuma etkisini incelemektir. Çalışmada temel aldığımız hipotez; konvansiyonel yöntemlerle yapılan metal destekli seramiklerin fırınlama işlemleri sonrasında iç ve marjinal uyumunun bozulması ve presleme sisteminde bu bozulmanın daha az olmasıdır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental İmplantlar

4.1.1. Dental implantların tanımı ve gelişimi

İnsan vücudundaki eksik bir bölümü restore etmek veya hasar görmüş bir organın iyileşmesine yardımcı olmak amacı ile doku içerisine yerleştirilen suni yapılara implant protezi veya kısaca implant adı verilmektedir. Dental implant ise; diş eksikliğini gidermeye ve ağız bölgesinde kayba uğrayan kısımları tamamlamaya yönelik, çene kemiği içine, üzerine veya mukozaya yerleştirilen ve dişin yerini tutması amaçlanan yapılardır. Bu konuyu çalışma alanı edinmiş bilim dalına ise oral implantoloji adı verilmiştir (Misch 1999).

Eksik dişlerin osseointegre olmuş implantlar ile yerine konması restoratif diş hekimliğinde çok önemli avantajlar sağlamaktadır. Tek diş veya birkaç diş eksikliğinde yapılacak olan sabit protetik restorasyon için sağlam olan komşu dişlerin prepare edilmesi gerekmektedir. Dental implantlar, var olan kemik dokusunun korunmasını sağladığı gibi eksik diş restorasyonu için sağlam olan komşu dişlerin prepare edilip bütünlüğünün bozulmasını engellerler. Yine aşırı derecede rezorbe kretlere sahip ve tam protezlerini kullanamayan hastalarda dental implantların uygulanması protezin tutuculuk ve stabilizasyonunun artırılması açısından etkili bir tedavi seçeneği olmuştur (Misch 1999).

İlk olarak 1960'lı yıllarda İsveçli araştırmacı Branemark tarafından osseointegrasyonun tanımlanmasından sonra birçok dental implant sistemi geliştirilmiştir. Günümüzde kullanılan materyal alanındaki sürekli gelişmelere eşlik eden sert ve yumuşak doku cerrahisindeki koruyucu tedbirler sayesinde diş hekimliğinde implantlar vazgeçilmez bir tedavi seçeneği olmuştur (Branemark ve ark. 1985).

Branemark ve ark., 1960'larda başlatmış oldukları eskperimental çalışmalarına dayanarak, titanyumdan yapılmış silindir tipindeki implantları insanlara uygulamaya başlamışlardır. Yapmış oldukları implant tedavilerinin uzun dönemli büyük başarısı ispatlandıktan sonra, birçok implantoloji merkezi, Branemark ve ark. ortaya koyduğu

prensipleri temel alarak çalışmalarını sürdürmüşlerdir. Teknolojinin ve bilimin gelişmesi ile daha iyi özellikte implantların üretilmeye başlanması implant tedavisinin diş hekimliği pratiğinde kullanımını artırmıştır. Artık günümüzde dünya ülkelerinin birçoğunda dental implantlar protetik tedavi planının bir parçası olmuştur.

4.1.2 Dental implant tipleri

Dental implantlar kemik ile olan ilişkilerine göre;

- 1) Endosteal implant (Kemik içi)
- 2) Subperiosteal implant (Kemik üzeri)
- 3) Transosseal implant (Kemik boyunca) olarak sınıflandırılırlar (Misch 1999).

4.1.2.1. Endosteal (Kemik içi) implantlar

Endosteal implantlar, diş çekimi sonrası bu çekim boşluğunun rehberliğinden yararlanılarak veya dişsiz alanda alveol kreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır.

Kemik içi implantlar şekilleri göz önüne tutulduğunda 4 ana grup altında toplanabilir:

1. Vida tip implantlar
2. Silindirik implantlar
3. Blade implantlar
4. Vent tipi implantlar.

Vida tip implantlar, sıklıkla kök formu implantlar olarak da adlandırılırlar. Bu tip implantlar kemik içine, standardize edilmiş özel enstrümanlarla yerleştirilirler.

Vida tip implantlarda kemik, mekanik fiksasyon sağlayan vida yivlerine doğru büyüme gösterir ve bu implantlarda, diğer implant tiplerine göre daha iyi primer stabilizasyon sağlanır. Skalak vida tipi implantlarda gelen kuvvetlerin, yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığı ile kemiğe iletildiğini belirtmiştir (Skalak 1983). Yapılan başka bir çalışmada vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ve homojen olarak ilettiliği belirtilmiştir (Siegele ve Soltesz 1989). Günümüzde en sık kullanılan implant tipi vida tipi implantlardır.

Silindirik implantlar, adından da anlaşılabileceği gibi bu tip implantlar silindir şeklinde olup, kök formu implantlar diye de adlandırılırlar. Bu tip implantların primer stabilizasyonu, implantın dış yüzeyi ve kemik arasındaki sürtünmeye bağlıdır. Yerleştirilen implant çapının, implant yatağından daha geniş olması ile yüzeyler arasında sürtünme sağlanır. İmplantların yüzeyi, kemik ile moleküler düzeyde retansiyonun sağlanması amacı ile titanyum plazma sprej veya hidroksilapatit plazma sprej ile kaplıdır (Siegele ve Soltesz 1989).

Blade implantlar, 1968'de Linkow'un alveol kemiğinin genişlik boyutunu da değerlendirmesiyle ortaya çıkmıştır. Özellikle serbest sonlanan vakalarda, mandibulada mental foramenin distalinde ve silindirik implantların uygulanmasının zor olduğu ince kretlerde kullanılmaktadır. Kemik ile yüzey miktarını arttırmak ve yeni kemik oluşumunu aktive etmek amacı ile bu implantlar boyun kısımları hariç, titanyum plazma sprej ve hidroksiapatit kaplı olarak imal edilmiştir. Blade implantların dokudan çıkarılmaları gerektiğinde fazla miktarda kemik kaybına sebep olmaları nedeniyle günümüzde çok fazla kullanılmamaktadırlar (Hahn 1990).

Vent tipi implantlarda, daha geniş ankraj yüzeyi oluşturmak ve implant yatağında mümkün olan en az kemik defektine neden olacak şekilde implant hacminin küçültülmesi amaç edinilmiştir. İmplant gövdesindeki deliklerde gelişen kemik, fizyolojik yüklerde bir çeşit çok absorbe edici olarak görev yapar ve implant-kemik ara yüzeyindeki kayma direncini arttırır (Spiekermann ve ark. 1995).

4.1.2.2. Subperiosteal (Kemik üzeri) implantlar:

Subperiosteal implantlar, rezidüel alveoler kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Kemik içi implantların yerleştirilmesinin mümkün olmadığı aşırı kemik rezorbsiyonunun olduğu vakalarda uygulanabilir. İmplantın döküm işleminde büyük hassasiyete ihtiyaç vardır. İmplant yüzeyindeki herhangi bir porozite ciddi doku reaksiyonlarına yol açarak implantın kaybına neden olabilir.

Subperiosteal implantların başarı oranları konusunda çok fazla çalışma yapılmamıştır. Bu tip implantlar, iltihaplanma oranlarının yüksek olması nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır.

4.1.2.3. Transosteal (Kemik boyunca) implantlar:

Transosteal implantlar, mandibulanın alt kenarından girip, mandibulayı düşey doğrultusu boyunca geçerek oral mukozadan çıkan implantlardır. Metal plaka tutucu pinler veya vidalarla mandibulanın iç kenarına tutturulur. Metal plaka mandibulanın bütün kalınlığı boyunca penetre olan transosseal pinler/postları destekler ve intraforaminal bölgeden ağza açılırlar. Boyutları büyüktür, bu nedenle kemik yüksekliği 9 mm veya daha az olan vakalarda kullanılamaz. Bu implantların zor ve kapsamlı cerrahi tekniğe sahip olmalarından dolayı kullanımları çok yaygın değildir. Başarısızlık durumunda çıkarılması zor olmakta ve çevre dokularda fazla zarar oluşmaktadır.

4.1.3. Dental implant materyalleri

Bir implant materyali biyolojik sistemle temasta olan yabancı bir materyaldir. Bu nedenle implant materyalinin doku ile uyumlu olan biyomateryalden yapılması gerekmektedir. Biyomateryal, belirli bir süre, vücudun herhangi bir doku, organ veya

fonksiyonunun yerini tutan bir sistemin parçası olarak kullanılabilen ve biyolojik sistemle uyumlu madde olarak tanımlanabilir.

Bir dental implant materyalinde şu özellikler olmalıdır:

1. Biyolojik olarak uyumlu olmalıdır, organizmaya zarar vermemelidir.
2. Mekanik olarak dayanıklı olmalı, korozyona uğramamalıdır.
3. Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalıdır.
4. Radyo-opak olmalıdır.
5. Steril edilebilmelidir .
6. Manipülasyonu kolay olmalıdır. Cerrahi ve protetik açıdan komplike olmamalı, gerektiğinde kolayca çıkarılabilmelidir.
7. Ekonomik olmalıdır.
8. Hijyenik olmalıdır.

4.1.3.1. Metal ve alaşımları

Metal ve alaşımları, dirençleri, işlenebilirlikleri ve steril edilebilmeleri gibi özelliklerinden dolayı en çok kullanılan implant materyalleridir. Soy metaller dışındaki tüm metaller reaktif olduğundan dolayı doğada kimyasal bileşikler olarak bulunurlar. Bu nedenle birçok saf metalin üzerinde korozyona karşı dirençli olmasını sağlayan oksit tabakası oluşur. CrCoMo (Krom-Kobalt-Molibden) alaşımı ve tantalum 1970'li yıllarda endosteal implant materyali olarak kullanılsa da, günümüzde dental implant materyali olarak saf titanyum veya titanyum alaşımları kullanılır (Sullivan 1986).

Titanyum, saf olarak veya Ti-6Al-4V(titanyum-6alüminyum-4vanadyum) formunda kullanılır. Yüksek oranda doku uyumluluğuna sahiptir. Titanyumun en büyük özelliği üzerinde oluşan pasif oksit tabakasıdır. Titanyumun hava ile teması ile

yüzeyinde hızlı bir oksidasyon başlar. Hava ile 1 milisaniye temasta 10\AA (Angstrom) kalınlığında oksit tabakası saf titanyum üzerinde oluşabilir. Bir dakika içinde bu tabaka 100\AA 'e kalınlığına erişir. Kendiliğinden oluşan bu pasif oksit tabakası korozyona engel olduğu gibi, implantın konak ile karşılaştığı, konak hücre veya bakteri hücresi arasındaki etkileşimin yer aldığı alandır. Bu oksidasyon kemik içinde çok daha hızlıdır (Sullivan 1986).

Titanyumun mekanik özellikleri iyidir, baskı ve çarpma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır. Ayrıca antibakteriyel etkiye sahiptir. Kemikten daha sert olmasına rağmen saf titanyum, diğer tüm implant materyallerine göre kemiğe en yakın elastik modülüne sahiptir, bu nedenle kemik implant ara yüzeyinde stres dağılımının daha düzenli olmasını sağlar. Tüm bu özelliklerinden dolayı titanyum ve alaşımları dental implantoloji alanında en çok tercih edilen materyallerdir (Koth ve ark. 1988).

4.1.3.2 Karbonlar

Teorik olarak karbonlar metal alaşımlar kadar kuvvetli olsalar da, kırılma oranları metallere yüksektir. Fakat ısı ve elektriği geçirmek gibi dezavantaja sahiptirler.

4.1.3.3 Seramikler

Alüminyum oksit, hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat en çok kullanılan implant seramikleridir. Bu materyallerden alüminyum oksit inert, diğer iki materyal ise biyoaktif materyaldir. Yani doku ile reaksiyona girer. Seramikler kırılmandır. Hidroksiapatit en uygun implant materyallerindendir ama kırılmandır. Bununla beraber günümüzde hidroksiapatit kemik ile direkt bağlanması nedeniyle yüzey kaplaması olarak kullanılır (Sullivan 1986; Lindhe 2003).

4.1.3.4. Polimerler

Polimerler, düşük dirençleri ve yüksek plastisiteleri nedeniyle dental implant sahasında geniş kullanım alanı bulamamışlardır. Seramiklere benzer şekilde yüzey

kaplama materyali olarak tercih edilirler. Polimerler genellikle greft materyali olarak kullanılırlar (Sullivan 1986; Lindhe 2003).

4.2. Osseointegrasyon

4.2.1. Osseointegrasyonun tanımı

Dental implantların başarılı olabilmesinin birincil şartı implantın kemik bağlantısının sağlanmasıdır. Kemik-implant bağlantısı ile ilgili olarak terminolojiye yeni bir tanım kazandıran Brannemark'a göre; canlı kemik dokusu ile yük uygulanmış titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde direkt temas gözlenmektedir. Bu temas osseointegrasyon olarak isimlendirilmiştir. Bu tanımlamaya göre implant yüzeyi ve kemik hücreleri direkt temas halindedir. İmplantın yerleştirilmesinden sonra implant etrafında biriken kanın pıhtılaşması sonrasında pıhtı içerisindeki polimorf çekirdekli lökositler, lenfoid hücreler ve makrofajlar gibi fagositik hücreler kemik dokusu oluşumunda rol almaktadır (Cenan 2005). Zarb, osseointegrasyonu; alloplastik materyallerin fonksiyonel yükleme esnasında kemikte klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi ve bu durumun devam ettirilmesi işlemi olarak tanımlamıştır (Zarb 1991).

4.2.2. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler

Osseointegrasyonun başarısını etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır: (Branemark ve ark. 1977)

Hastanın genel sağlık durumu ve implant yerleştirilecek kemiğin kalitesi gibi hastaya bağlı faktörler bulunmaktadır. İmplant materyalinin doku uyumu, implant şekli, implant yüzeyi, implantın genişliği ve uzunluğu gibi implanta bağlı faktörlerin yanı sıra cerrahi işlemin iki aşamalı veya tek aşamalı olması gibi cerrahi faktörler de osseointegrasyonun başarısını etkilemektedir.

4.3. Dental İmplantlarda Başarı

Hemen yüklemenin osseointegrasyon üzerine olan etkisini belirlemek için osseointegrasyonun hangi faktörlerden etkilendiği bilinmelidir. Araştırmacılar

başarılı ve başarısız terimlerini kullanarak klinik getiriye potansiyel başarısızlık sebepleri ile ilişkilendirmeye çalışmışlardır (Tarnow ve ark. 1997).

Başarı ve başarısızlık terimleri birçok anlama açık, geniş bir alanı içeren ifadelerdir. Literatürde dental implantların %75'inin 5 yıl boyunca fonksiyonel hizmet görmesi, bir başarı kriteri olarak benimsenmiştir. Başarı için subjektif kriterler; yeterli fonksiyon, konforsuzluk olmaması, gelişmiş estetik ve psikolojik yaklaşım olarak belirtilir. Objektif kriterler ise implantın dikey yüksekliğinin 1/3'ünden fazla olmayan kemik kaybı, iyi oklüzal denge ve dikey boyut, tedaviye cevap veren dişeti enflamasyonu, herhangi bir yönde 1mm'den az mobilite, semptom ve enfeksiyon olmaması, komşu dişlere hasar verilmemiş olması, anestezi veya parestezi ile mandibular kanal, maksiller sinüs veya nazal geçiş tabanında harabiyet olmaması ve sağlıklı kollagen dokusu olması olarak belirtilir.

Osseointegrasyonun daha iyi anlaşılması ile dental implant başarısı önemli ölçüde artmıştır ve subjektif kriterler kabul edilmemeye başlanmıştır. Zorunlu olmayan pek çok kriter saf dışı bırakılmış, implantoloji bilgisi ve başarısının artmasını takiben zamanla yeni başarı kriterleri ortaya atılmıştır. En son ve en çok kabul gören başarı kriterlerinden biri, 1998'de Zarb tarafından yayımlanan bir konsensüs raporunda belirtilmiştir (Zarb 1991).

Bu rapora göre başarı kriterleri şunlardır:

- İmplantlar klinik test edildiğinde mobilite göstermemelidir.
- Radyografide peri-implant bölgede radyolüsent alanlar olmamalıdır.
- İmplantın yerleştirildiği ilk yıl için kemik kaybı en fazla 0.4 veya 0.5mm, birinci yıl sonrası her yıl için yıllık dikey kemik kaybı 0.2mm'den az olmalıdır.
- İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi belirtiler olmamalıdır.
- İmplantın 5 yıllık başarı oranı %85'ten, 10 yıllık başarı oranı ise %80'den az olmamalıdır.

Başarı kriterleri kabul görmüştür ama başarısızlık kriterleri hala açık değildir (Lautenschlager ve Monaghan 1993). Başarı kriterleri, optimum sağlığa işaret eden

rehberlerdir. Bir yılda 0.2mm'yi aşan kemik kaybının implantın başarısızlığı ile ilişkilendirilmesini destekleyen bir literatür bulunmamaktadır. Literatürde bir implantı başarısız olarak nitelendirmek için hiçbir kriter veya eşik değeri bildirilememiştir. Ama genelde implant yüksekliğinin yarısından fazlasında krestal kemik teması kaybolmuşsa implant önemli ölçüde risktedir ve orijinal kemik-implant kontakt miktarı dikkate alınmaksızın başarısızlık olarak görülmektedir. Ancak literatürde pek çok implant, özellikle de silindirik implantlarda aşırı kemik kaybı görülmektedir. Fakat bu implantların uzun yıllardır fonksiyonda olduğu bildirilmiştir. Dolayısıyla %50'nin üzerinde kemik kaybı ile hala fonksiyon gören bir implantı, 'başarısız' olarak sınıflandırabilir miyiz sorusuna açıklık getirilememiştir. Buna rağmen kemik kaybının, implant sağlığının en önemli kriterlerinden biri olarak belirli periyodlar içinde takip edilmesinin gerekli olduğu belirtilmiştir.

Bazı araştırmacılar implant sağlığını veya başarısızlığını kategorize etmek için bir takım rehberler ortaya koymuşlardır (Glauser ve ark. 2004). El Askary ve ark. implantın başarısızlığını, mekanik veya biyolojik nedenlerden ötürü işlevini göremediği zaman olarak tanımlamışlardır. İmplant başarısızlığının işaretlerini aşağıdaki gibi belirtmişlerdir (El Askary ve ark. 1999).

- Dayanak vidasının gevşemesi,
- Dayanak vidasının kırılması,
- Dişeti kanaması ve büyümesi,
- Geniş dişeti ceplerinden iltihabi eksüda gelmesi,
- Ağrı,
- Protetik parçaların kırılması,
- Radyografik olarak dikkat çeken açısal kemik kaybı,
- Birinci cerrahi sonrası iyileşme döneminde uzun süren enfeksiyon ve yumuşak doku kaybı.

Başarısızlığı belirleyen bu faktörlerin çoğunun protetik parçalar ve mekanik problemler ile ilgili olduğu görülmektedir. Bunlar işaret ve semptomlardır, ana etkeni tanımlamamaktadırlar. Oysa implant başarısını değerlendirmek için daha kesin diagnostik testlere ihtiyaç duyulmaktadır. Esposito ve ark., implant başarısızlığını üç kategoriye ayırmışlardır (Esposito ve ark. 1998).

- Biyolojik; (1) erken veya primer osseointegrasyon kurulmasında başarısızlık. (2) geç veya sekonder elde edilmiş osseointegrasyonun idame ettirilememesi.
- Mekanik; (1) implantlarda, kapatma vidalarında, dayanaklarda, köprü iskeletinde, kronlarda, vs. kırık oluşumu.
- İatrojenik; (1) sinirde harabiyet, implantların yanlış dizilimi, vs. (2) yetersiz hasta adaptasyonu: fonetik, estetik, psikolojik problemler, vs.

4.4. İmplant Destekli Protezlerde Planlama

İmplant uygulamaları öncesi yapılan geleneksel protezler ile yapılan tedaviler diş eksikliği fazla olan hastalara özellikle sabit protetik restorasyonlar açısından sınırlı seçenekler sunmaktadır. İmplantlar sayesinde hekim, çene kemiği üzerinde uygun alanlara yeni bir dayanak noktası olarak abutment ekleyebilmektedir. Ayrıca kemik augmentasyonları sayesinde kemik seviyesini geliştirip protezin daha iyi desteklenmesini ve dolayısıyla da başarısını arttırabilmektedir. İmplant üstü protezler; sabit ve hareketli protezler olarak ikiye ayrılmaktadır. İmplant tedavisine başlamadan protetik restorasyonun planlamasını yapmak çok önemlidir. Başlangıçta cerrahi ve protetik olarak doğru ve eksiksiz bir endikasyon belirlemek çok önemlidir. İmplant destekli protezlerin endikasyonları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

1. Total dişsizlik
2. Kısmi dişsizlik
 - a) Tek diş eksiklikleri
 - b) Serbest sonlanan bölgeler
 - c) Ara dişsiz boşluklar (Adell ve ark. 1981; Eckert ve Laney 1989; Misch 1993)

4.4.1. Total dişsizlik

Total dişsizlik vakalarında implanttan yoksun tedavi seçeneği total protezlerdir. Total protezler; hasta konforunun, memnuniyetinin, çiğneme refleksinin, stabilitenin ve hatta tat alma yetisinin de azalmasına neden olduğu için günümüzde ekonomik ve tıbbi nedenler dişında yapımı oldukça azalmıştır. Özellikle aşırı kret rezorbsiyonu görölen alt çene vakalarında hastaların çoğu protezlerini kullanmakta zorluk çektikleri için implant uygulamaları kesin endikasyon olarak görölmektedir.

Total dişsizlik vakalarında genellikle iki farklı tedavi planı uygulanmaktadır. Bunlar; 'İmplant destekli sabit protezler' ve 'implant destekli hareketli protezler'dir.

Bütün dişlerini kaybetmiş bir hastada genel olarak; üst çeneye implant kullanılmadan yapılan bir total protez, alt çeneye ise kanin ve birinci premolar dişlerin olduğu bölgeye yerleştirilen iki implanttan destek alınarak uygulanan implant destekli bir overdenture protez yapılmaktadır. Fakat yapılan araştırmalarda bu şekilde hazırlanan protezlerin uzun dönemde birçok problem ortaya çıkardığını göstermiştir (Misch 2005). Hastanın kemik kaybı devam ettiği için retansiyon ve stabilite problemleri yeniden ortaya çıkmaktadır. Ayrıca alt çenenin posterior bölgesinde implant desteği olmadığı için rezorbsiyon devam etmektedir (Misch 2005). Bu yüzden hastanın kemik kalitesinin uzun dönem korunabilmesi için mümkün olduğu kadar çok implant ile desteklenmesi gerekmektedir. Total dişsizlik vakalarında hastanın ekonomik ve tıbbi durumu buna engel olmadıkça implant sayısı arttırılarak sabit protezler planlanabilir. Hastanın çene kemiğinin yetersiz olması durumunda ise implant destekli hareketli protezler veya total protezler uygulanmalıdır.

Genel olarak araştırmalara bakıldığında, alt çenede 4-6 implant uygulaması ile sabit protezler uygulanabilirken, üst çenede 4-8 implant uygulaması ile sabit protezler uygulanabilir (Payne ve Solomons 2000; Zitzmann ve Marinello 2002).

4.4.2. Kısmi dişsizlik

Birçok diş hekimi kısmi diş eksiklikleri bulunan vakalarda diş destekli sabit bir protez yapmaktadırlar. Bütün endikasyonlar içinde en iyisi, mevcut diş dokusunun en

iyi şekilde korunduğu protezlerdir. Bu nedenden dolayı dişsiz bölgelere uygulanan implantlar; restorasyonda daha az pontik olmasına, restorasyonun daha fazla retantif üniteye sahip olmasına ve kemikte daha az stres oluşmasına neden olmaktadır. Böylelikle komplikasyonlar azalmakta ve sonuç olarak protezlerin uzun dönem başarı oranı yükselmektedir. Bunların yanı sıra implant destekli sabit protezler yapılırken çok fazla dikkat ve özen göstermek gerekmektedir. Çünkü oluşabilecek komplikasyonların tedavi edilmesi daha zordur. Geceleri protezler çıkarılmadığı için parafonksiyonlar önlenemez. Bir de diş yapısı gibi stres kırıcı bir özellikleri olmadığı için protez planlaması ve dizaynı çok dikkatli yapılmalıdır (Misch 2005).

4.4.2.1. Tek diş eksiklikleri ve dişsiz ara boşluklar

Tek diş eksiklikleri, özellikle de anterior bölgede olan tek diş eksiklikleri estetik olarak önemli bir sorun oluşturmaktadır. Tek diş eksikliği bulunan vakalarda sabit protezler, rezin bağlantılı protezler ve implant destekli protezler uygulanabilir. Özellikle komşu dişlerin çürüksüz ve kemik yapısı açısından sağlam olduğu durumlarda implant destekli protezler hasta ve hekim açısından çok sık tercih edilen bir endikasyondur.

Osseoentegre olmuş bir tek diş implantın araştırmacılara göre uzun dönem başarı oranı çok yüksektir (Jemt ve ark. 1991; Schmitt ve Zarb 1993; Lorenzoni ve ark. 2003). İmplantlar fonksiyon altındayken biyomekanik olarak tolere edebilecekleri yük taşıma kapasitesi dahilinde, mevcut kemik kalitesinin ve kemik yapısının korunmasına katkı sağlar. Her diş için bir implant uygulaması yapıldığında implantların taşıdıkları yük de kapasiteleri dahilinde olacağı için uzun dönem başarı oranı artacaktır.

4.4.2.2. Serbest sonlanan bölgeler:

Tek ve çift taraflı serbest sonlanan çeneler ve büyük dişsiz boşluk bölgeleri implant yapılmazsa ancak hareketli protezle tedavisi mümkün olan vakalardır. Bu vakalar ya implant-implant destekli yada implant-diş destekli protezler ile tedavi edilebilir.

Minimum 10 mm uzunluğunda ve 4 mm çapında implantlar yerleştiriliyorsa 3-4 üyeli köprüler 2 implant ile taşınabilir. Fakat kısa implantlar yerleştiriliyorsa diş başına bir implant yerleştirilmesi en ideal çözümdür. Bu durumda üst yapılar birbirine bağlanabilir. Birçok vakada implant destekli restorasyonlar fonksiyonel, ekonomik ve pratik açıdan 1. molar dişin posterioruna yerleştirilmez. Ancak karşıt arka 2. molar diş mevcudiyeti halinde boşlukta kalan dişin uzamasını engellemek için 2. molar dişi içine alan bir restorasyon planlanabilir (Kahramanoğlu 2010).

Serbest sonlanan bölgede 3 diş eksikse ve meziale implant yerleştirilemiyorsa mezial uzantılı bir protez tercih edilebilir. Dişsiz bölgeye komşu olan son diş ile implantı bağlamak zorunlu kalırsa tercih edilmelidir (Kahramanoğlu 2010).

Protetik üst yapı planlaması yapılırken üst yapının simante veya vidalı tercihi de belirlenmelidir. Planlama yapılırken dişsiz boşluk bölgesinin dikey boyutu, implant sayısı, estetik faktörler değerlendirilir (Belser ve ark. 2000).

Simante üst yapılar; restorasyonun yapıştırıcı bir siman ile abutmenta yapıştırıldığı yapılardır. Abutment boyutu mekanik olarak siman vasıtasıyla tutuculuğu sağlayabilecek boyutta olmalıdır. Estetik olarak idealdir, çünkü vidalı yapılarda olduğu gibi abutment vidasının giriş deliği yoktur. Bu yüzden estetik bölgede çok sık tercih edilir (Froum 2010). Klinik ve laboratuvar işlemleri daha kolaydır. Maliyeti düşüktür ve üst yapı pasif oturur. Ancak simante restorasyonlarda artık siman kalması sonucu enflamasyon oluşması özellikle subgingival restorasyon sınırı varlığında görülebilir. Ayrıca abutmentin tam oturmaması, abutment gevşemesi gibi problemlerde üst yapının kesilerek çıkartılması gerekeceğinden üst yapı yeniden yapılmak zorunda kalınır.

Vidalı üst yapılar; restorasyonun abutmenta restorasyonun dışından vidalanması ile oluşturulan üst yapıdır. Vida için restorasyon üzerinde açılan yuva ağızda vidalama yapıldıktan sonra kompozit ile kapatılır. İnteroklüzal mesafe siman ile tutuculuk açısından yeterli değilse vida yardımıyla tutuculuk sağlanır. İmplant veya abutmentta oluşan bir problemde hekim vidayı kolaylıkla söküp üst yapıyı çıkarabilir. Ancak vida yuvası nedeniyle oklüzal yüzeyin düzgün ve cilalı hazırlanamaması, vida bölgesi nedeniyle porselen üzerinde kapatılması gereken ve estetiği kötü etkileyen bir boşluk olması, maliyetinin yüksek olması ve

uygulamasının zor olması gibi dezavantajları vardır (Spiekermann ve ark. 1995; Froum 2010).

Vigolo ve ark. 2012 yılında yayınladıkları çalışmalarında vidalı ve simante üst yapıların 10 yıllık klinik takibinde implant çevresindeki kemik ve yumuşak dokuda iki sistem arasında anlamlı bir farklılık bulamadıklarını bildirmişlerdir (Vigolo ve ark. 2012).

Nissan ve ark. 2011 yılında yayınladıkları çalışmalarında vidalı ve simante üst yapıların 15 yıla kadar uzun dönem klinik takibini değerlendirmişlerdir. Çift taraflı posterior diş eksikliği olan hastalarda simante ve vidalı üst yapılar uygulanmış. Sonuçta seramik kırıkları vidalı restorasyonlarda %38 iken simante restorasyonlarda %4 olarak bulunmuştur. Abutment vidasının gevşemesi vidalı restorasyonlarda %32 iken simante restorasyonlarda %9 olduğunu bildirmişlerdir. Ortalama marjinal kemik kaybı vidalı restorasyonlarda 1.4 mm iken simante restorasyonlarda 0.69 mm olarak bulunmuştur (Nissan ve ark. 2011).

Heckmann ve ark. 2004 yılında yaptıkları in-vitro çalışmada üç üyeli vidalı ve simante implant destekli restorasyonlarda oluşan gerilimleri ölçmüşler. Sonuç olarak simante restorasyonların vidalı restorasyonlara göre daha az gerilim oluşturduklarını gözlemlemişlerdir (Heckmann ve ark. 2004).

İmplant-Diş Destekli Sabit Protezler

Parsiyel dişsizlik vakalarında, her iki çenede de anterior ve posterior bölgede implantları dişlerle bağlayarak elde edilen protetik tedaviler günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte osseointegre implantlarla doğal dişler farklı hareketlilik davranışı sergilemesi, birlikte kullanıldığı protezlere de kuşkuyla bakılmasına yol açmaktadır.

İmplant ve dişler arasındaki hareketlilik farkı sonucunda implant etrafında meydana gelmesi olası krestal kemik kaybı, zaman zaman implantın kaybına neden olabilecek bir sürecin başlamasına önderlik edebilmektedir.

İmplantların rijit olarak dişlerle bağlanması sonucu implantlar üzerine aşırı eğilme kuvvetleri gelerek implant kaybına neden olabilir. Bunu önlemek için stres kırıcı olarak görev yapacak non-rijit bağlayıcıların kullanılması savunulmuştur.

Literatürde nonrijit konektörler savunulmuş ve önerilmiş olsa da implant-doğal diş destekli restorasyonlarda zararlı olduğu kanıtlanmıştır. Non-rijit bağlantının destekler arasında stres dağılımını iyileştiremediği ve doğal diş migrasyonuna sebep olduğu bildirilmiştir (English 1990; Hermann ve ark. 1997).

İmplant diş-destekli restorasyonların sakıncalı olduğu düşünülmesine rağmen yapılan uzun dönem klinik çalışmalarda implant-diş destekli protezlerin başarı oranı oldukça yüksek bulunmuştur (Gunne ve ark. 1999; Lindh ve ark. 2001; Tangerud ve ark. 2002).

4.5. İmplant Destekli Protezlerde Ölçü Alımı

İmplant destekli protezlerin başarısında üst yapının implantlara ve/veya abutmentlere olan pasif uyumu çok büyük önem taşır (Zarb ve Symington 1983; Tan ve ark. 1993). Klinikte ölçü aşamasında, laboratuarda analog yerleştirilmesinde ve protez fabrikasyonunda yapılan hatalar sonucunda kuvvet dağılımında eşitsizlik, protez ve abutment vidası gevşemesi ve okluzal düzensizlikler gibi protetik komplikasyonlar ortaya çıkar.

Bu konuda da implantların intraoral pozisyonlarının ve birbirleriyle ilişkilerinin, ana modele birebir transfer edilmeleri ve ölçüde hassasiyetin sağlanması gerekir. İmplant üstü protezlerin ölçülerinin alınmasında kullanılan ölçü materyali, prefabrike ölçü parçaları, uygulanan teknik pasif uyumun sağlanmasında çok büyük önem taşımaktadır (Bindl ve Mormann 2002).

4.5.1. Materyalin önemi

İmplant ölçüsü alınırken elastomerik ölçü materyalleri olan ilave silikon materyali ve polieter tercih edilebilir (Carr 1991).

Carr ve ark.'nın çalışmalarında polieter gibi rijid bir elastomerik ölçü materyalinin,

- Ölçü kopyalarını uygun şekilde sakladığı,

- Boyutsal stabiliteye sahip olduğu,
- Kalıcı deformasyona yüksek direnç ve kompressif kuvvetlere karşı az akıcılık sergilediği,
- Yüksek primer yırtılma direnci gösterdiği için implant ölçüsü alınmasında kullanılmasının uygun olduğu belirtilmiştir (Carr 1991; Carr 1992).

Hung ve ark.'nın yaptıkları araştırmada, ilave silikon materyali kullanımında, materyal tipinin, uygulanan teknikten daha önemli olduğu belirtilmiştir. Yine aynı çalışmada, ilave silikonlarda tek ve çift aşamalı tekniklerin uygulanmasının, belirgin değişiklikler sergilemediği belirtilmiştir (Hung ve ark. 1992).

4.5.2. Tekniğin ve kaşık tipinin önemi

Yapılan araştırmalarda, implant ölçüsü alınırken, hastaya özel kaşık kullanımının da, ölçünün doğruluk payında önemli bir etken olduğu belirtilmiştir.

4.5.2.1 İmplant ölçüsü alınmasında kullanılan metotlar;

a. Kapalı kaşık metodu / İndirekt teknik:

Ölçü transfer başlıklarının implantlar üzerine yerleştirilmesi sonrasında, hazır kaşık ile ölçü alınması söz konusudur.

Avantajları,

Direkt metoda nazaran, klinik uygulamada hekime kolaylık sağlayan ve bu nedenle klinikte hekimler tarafından daha çok tercih edilen bir metottur. Bu metot ile direkt metot uygulanırken, ölçü başlıklarının gevşetilmesi esnasında meydana gelebilecek bir rotasyonel hareketin önüne geçilebilir. Ölçü başlıklarını çevreleyen ölçü materyali kalın şekilleneceği için, ölçü materyali, ölçünün çıkarılmasında uygulanan yer değiştirici kuvvetlere karşı daha dirençlidir. Bu rotasyonel hareket nedeniyle oluşabilecek, ölçüde olası bir distorsiyonunun önüne geçilebilir (Carr 1992).

Dezavantajları,

Ölçü içerisinde ölçü başlıklarının tekrar yerleştirilmesi esnasında hata oluşması kaçınılmazdır. Ölçü materyalinin, hazır kaşık kullanımı nedeniyle her yerde eşit dağılım ve eşit kalınlık gösterme olanağı yoktur.

b. Açık kaşık metodu / Direkt teknik

Ölçü analoglarının implantlar üzerine yerleştirilmesi sonrasında, başlıkların denk geldiği yerlerde hazırlanan deliklerin mevcut olduğu özel kaşık ile ölçü alınır. Direkt teknikte kare şekilli ölçü başlığı veya vidalı tip ölçü başlıkları kullanılır.

Avantajları,

Ölçü alımı esnasında, ölçü başlıklarının, kaşık üzerinde hazırlanan deliklerden çıkartılmasının sağlanması, hekim için zorluk teşkil eder. Hastaya özel kaşık hazırlığı ile birlikte, ölçü maddesine yer açılarak, ölçü maddesinin her yerde eşit dağılım göstermesi ve istenilen kalınlıkta şekillendirilebilmesi sağlanır. Kaşık içerisinde hazırlanan stoplar yardımıyla, ölçü alımı esnasında kaşığın dokuya gömülmesinin ve ölçü maddesinin kalın şekillenmesinin önlenmesi ve kaşığın stabilizasyonu elde edilir (Carr 1991; Carr 1992).

Dezavantajları,

Hekim için klinik uygulaması zor bir metottur. Splintleme yapılmadıysa, ölçü başlıklarının, ağızdan çıkartılmadan önce gevşetilmesi esnasında rotasyonu söz konusu olabilir. Ölçü başlıkları için hazırlanan deliklerin kalın çapta olması, ölçü alımı sırasında basıncı düşürerek, ölçü materyalinin yumuşak doku üzerinde ve implantlar çevresinde yayılmasını olumsuz yönde etkileyecektir.

Direkt ve indirekt ölçü tekniklerin karşılaştırıldığı çalışmalarda, bazı araştırmacılar direkt metodun daha doğru sonuç verdiğini belirtirken (Carr 1992; Assif ve ark. 1996); bazı araştırmacılar ise indirekt metodun daha iyi bir teknik olduğunu belirtmişlerdir (Humphries ve ark. 1990; Burawi ve ark. 1997). İki teknik arasında belirgin bir farklılık olmadığını belirten araştırmacılar da vardır (Spector ve ark. 1990; Carr 1991).

Gordon ve ark. yaptıkları çalışmalarında, hastaya özel kaşıklar ile alınan ölçülerin, hazır kaşıklar ile alınan ölçülere göre daha doğru sonuç verdiğini bildirmişlerdir (Gordon ve ark. 1990).

c.Snap-on:

Bu teknikte, pozisyonlama silindirleri tarafından implant transmukozal boyunlarına yerleştirilen ölçü başlıkları, vidalama sistemi kullanılmadan, ölçü içerisinde bırakılır (Akca ve Cehreli 2004).

Avantajları,

Direkt ve indirekt ölçü tekniklerinin avantajları birleştirilmiş olur. Çoğu vakada bu tekniğin kullanımı büyük kolaylık sağlamaktadır.

Dezavantajları,

Ölçünün çıkartılması esnasında, pozisyonlama silindirlerinin ve ölçü başlıklarının üç boyutlu stabilizasyonu sağlanamayabilir. İmplant tedavisinde, implant ölçü prosedürleri, tedavinin iki değişik aşamasında uygulanmaktadır. Bunlar:

a. Abutment seviyesinde:

Direkt ölçü tekniği kullanılır. Abutment ağza yerleştirildikten sonra prefabrike ölçü parçaları abutment üzerine konumlandırılarak ölçü alınır.

Avantajları,

Ölçü aşaması basitleştirilmiş olur. Ayrıca, tek diş implant tedavilerinde, abutmentin diğer dişler ile olan ilişkisini hekim kendi isteğine göre hazırlayabilir.

Dezavantajları,

Laboratuar aşamalarında teknik hassasiyetin sağlanması için, abutment seviyesinde implant ölçüsü alınması pek tavsiye edilmemektedir (Daoudi ve ark. 2001).

b. İmplant seviyesinde:

İki farklı teknik; direkt ölçü tekniği veya indirekt ölçü tekniği kullanılabilir. Metodun aşamaları yukarıda direkt ve indirekt ölçü tekniklerindeki gibidir. Ölçü

başlığı olarak vidalı titanyum başlıklar veya plastik başlıklar kullanılabilir. Tek üyeli implant ölçülerinin alımında da implant seviyesinde ölçü tavsiye edilmektedir (Daoudi ve ark. 2001).

Araştırmacılar, implant seviyesinde protetik tedavi için alınan kaydın, abutment seviyesinde alınan kayda göre bazı avantajlarını savunmaktadırlar.

Bu avantajları;

- Geçici restorasyon yapımında kolaylık sağlanması (Hochwald 1991),
- Laboratuarda doğru abutmentin seçilmesi (Kupeyan ve Lang 1995),
- Hastaya özel veya ajuste edilen abutmentlerin hazırlanabilmesi olarak sıralanabilir (Prestipino ve Ingber 1993).

4.6. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Üst Yapı Materyalleri

Günümüzde posterior bölgede en sık kullanılan sabit protetik restorasyonlar restoratif materyal tipine göre; metal-seramik restorasyonlar ve tam seramik restorasyonlar(zirkonyum alt yapıli restorasyonlar) olarak sınıflandırılabilirler.

4.6.1. Metal alt yapıli seramik restorasyonlar

4.6.1.1. Konvansiyonel veneerleme uygulanarak yapılan metal seramikler

Dental seramikler; doku uyumları, aşınma dirençleri, renk stabiliteleri ve doğal dişlere benzer estetik özellikleri dolayısıyla sıklıkla tercih edilen dental materyallerdendir. Fakat dental seramikler yapısal olarak ‘Griffith’s Flaws’ adı verilen mikroçatlak özellik gösterirler (Yamamoto 1985). Bu mikroçatlak yapı seramikleri gerilme kuvvetlerine karşı güçsüz hale getirir. Bu yüzden seramiklerin mekanik özelliklerinin arttırılarak gerilme streslerine karşı daha dirençli hale getirilmeleri gerekir. Bu nedenle metal alt yapılarla desteklenmeleri gerekmektedir. En çok kullanılan metal alt yapı Ni-Cr alaşımıdır. Diş hekimliğinde kullanılan eski seramikler olan feldspatik porselenler yaklaşık 70 MPa gibi düşük gerilme

direncine sahipken metal alt yapı ile desteklenmeleri sonucunda bükülme dayanıklılıkları 550 MPa değerlerine yükselmektedir. Metal alt yapının porselen yapıyı destekleyebilmesi için ortalama 0,5 mm kalınlıkta olması gerekmektedir. Metal alt yapının 0,5 mm'nin altında olması halinde basınç altında deforme olduğunu düşünülmektedir (Straussberg ve ark. 1966).

Ayrıca feldspatik seramikler fırınlanmalarını takiben hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak % 11-15'lere varan yoğun bir büzülme gösterirler. Metal alt yapı hazırlanmasının bir avantajı da feldspatik seramiklerin bu yoğun boyutsal değişikliğinin restorasyonun bitim sınırından uzak tutulmasıdır (McLean 1997; Lindhe 2003). Metal destekli restorasyonlar sabit protetik restorasyonların yaklaşık olarak %80'nini oluşturmaktadırlar (Luthy ve ark. 2005). Metal alt yapı üzerine hazırlanan veneerlerin 10 yıllık klinik takibi sonrasında başarı oranı %94 olarak tespit edilmiştir (Sadowsky 2006). Ancak metal-seramik restorasyonların birçok dezavantajı da mevcuttur. Metal alt yapı; ısıya karşı hassasiyete ve pulpal reaksiyona neden olabilecek diş dokusundan daha yüksek termal iletkenliğe ve radyografların teşhis etkinliğini azaltacak olan radyoopaklık özelliğine sahiptir (O'Brien 2002).

Metal renginin maskelenmesi için metal üzerine opak porselen uygulaması yapılır. Metal alt yapı üzerine sürülen opak porseleni pişirildikten sonra 0,2-0,3 mm kalınlıkta sahip olur. Opak porselenin alttan yansıyan opak rengi metal destekli porselen sistemlerde alttaki metal rengini maskelerken opak bir yapı oluşturduğu için porselen uygulaması sonrası çok estetik bir görüntü elde edebilmeyi engeller (Sadowsky 2006).

Opak porseleni uygulandıktan sonra restorasyonun rengini oluşturmak için önce dentin seramiği ardından minenin translusensliğini taklit eden mine seramiği işlemi uygulanır. Dentin ve mine seramikleri birlikte yada ayrı ayrı da fırınlamaya tabi tutulabilir.

Metal destekli restorasyonların kullanım sıklığının azalmasına neden olan bazı dezavantajları mevcuttur. Tüm bu dezavantajlar restorasyonlarda metal alt yapıya alternatif üretmeye yönelik araştırmaları arttırmıştır (Glantz ve ark. 1993; Palmqvist ve Swartz 1993).

Metal destekli seramiklerin termal ekspansiyon katsayısı oldukça yüksek olduğu için ve bu özelliği porselen fırınlama döngüleri sırasında devitrifikasyonu arttırarak ağız içerisinde restorasyonun ömrünü azaltacak olan mikroskopik korozyona neden olmaktadır (Campbell ve Sozio 1988).

Metal destekli porselen sistemlerde marjinal diş eti bölgesinde metal iyonları korozyona uğrayarak diş etinde grimsi bir renklenmeye neden olabilir (Moffa ve ark. 1973). Metal destekli porselen sistemlerde marjinal diş eti bölgesinde metal iyonlarının konsantrasyonunun oldukça yüksek seviyeye ulaştığı tespit edilmiştir (Sadowsky 2006).

Metal seramik restorasyonlarda kullanılan metallerin alerjik reaksiyona neden olabildikleri de tespit edilmiştir (Hansen ve West 1997).

Tüm bunların yanında metal destekli seramik sistemlerin konvansiyonel olarak veneerlenmesi işleminde metal alt yapı, üst yapı veneerleme aşamaları da dahil olmak üzere birçok kez fırınlama işlemine tabi tutulduğundan dolayı bu restorasyonların veneerleme işleminin marjinal ve internal adaptasyonlarında bozulmaya neden olduğu düşünülmektedir (Karl ve ark. 2006).

4.6.1.2. Presleme uygulanarak yapılan metal seramikler

Presleme sistemi klinik uygulaması konvansiyonel yöntemden çok az olan ancak adaptasyonu çok daha iyi olan bir yöntemdir. Metal üzerine presleme yapılabilecek çok fazla sayıda materyal bulunmamaktadır.

En çok kullanılan metal üzerine presleme sistemi Ivoclar Vivadent firmasının ürettiği metal üzerine preslenebilir porselen (IPS InLine PoM) sistemidir. IPS InLine PoM lōsit içerikli bir seramiktir. Metal üzerine preslenebilmektedir. Üretimdeki amaç döküm ve pres tekniklerinin avantajlarını optimal bir şekilde kombine etmektir. Bu sistemde metal alt yapı üzerine IPS InLine PoM için yapılan mum modelajı bitmiş restorasyon şeklinde hazırlanır. Cut-back ve seramik tabakalama tekniklerine gerek duyulmaz. Klasik şekilde hazırlanan metal alt yapı üzerine opaker sürülür, bitmiş restorasyon şeklinde mum modelaj yapılır, tam anatomik olarak restorasyon

preslenir ve dişin karakteristik özelliklerini yaratmak için yeni boyama materyalleri ve cila kullanılır.

Preslenebilir seramik sistemlerinde mum uçurma tekniği kullanılır. Bu teknikte tam anatomik olarak şekillendirilen mumun uçurulmasıyla oluşan boşluğa presleme yapılır. Bu tekniğin kullanılması sayesinde üst yapı porseleninin birden fazla fırınlamaya tabi tutulma ihtiyacı ortadan kalkar ve dolayısıyla marjinal aralığın değişmesi olasılığı azalır.

PoM ingotları lösit içerikli seramikten oluşmuştur. Pres yapılan ingotların renkleri renk pigmentleriyle tamamlanır. Hammadde toz formdadır ve vakum altında şekillendirilerek monolitik pres ingotu haline gelir. Pres işleminde sonunda homojen ve pöröz olmayan bir mikro yapı elde edilir.

Pres porseleni metal yüzeyine dikkatli bir şekilde uygulanmış ve fırınlanmış bir opaker yardımıyla çok iyi bir şekilde tutunur.

Yapılan çalışmalarda PoM sisteminin yaşam ömrü açısından zirkonyum destekli sistemlere göre belirgin bir farklılığı bulunmadığı bildirilmiştir (Esquivel-Upshaw ve ark. 2013). Ayrıca yapılan bazı çalışmalarda kırılma direnci açısından PoM ile konvansiyonel yöntemlerle yapılan metal seramiklerin arasında bir farklılık bulunmamasına rağmen marjinal aralıkta PoM sisteminin çok daha iyi sonuçlar verdiği görülmektedir (Fahmy ve Salah 2011). Ancak literatürde metal üzerine pres seramiklerle ilgili çok fazla sayıda araştırma mevcut değildir.

4.6.2. Tam seramik restorasyonlar

Tam seramik restorasyonların estetik başarıları nedeniyle metal destekli restorasyonlara göre kullanımı hızla artmaktadır (McLean 2001). Tam seramiklerin biyoyumlulukları metallere göre daha iyidir. Metal destekli seramik restorasyonlara göre daha translusent oldukları için doğal dişe daha yakın görünümde dirler. Isısal genleşme katsayısı ve iletkenliği doğal diş dokusuna çok yakındır.

4.6.2.1. Tam seramik restorasyonların yapımı ve üretimi

Tam seramik restorasyon sistemleri yapım tekniği açısından dört gruba ayrılabilirler.

- I. Refraktör die üzerinde fırınlanan tam seramikler: In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- II. Dökülebilir cam seramikler: Dicor (Dentsply, USA)
- III. Isıyla preslenebilen cam seramikler: IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Finesse (Ceramco, Germany)
- IV. CAD/CAM sistemleri: CEREC (Sirona, Bensheim, Germany), Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden), Cercon (Degudent, Germany), Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, USA), Everest (Kavo Dental, Biberach, Germany)

İlk olarak 1903 yılında Charles Land porselen jaket kron olarak isimlendirilen tam seramik kronu yapmıştır. Ancak ilk kullanımda çok kırılğan olan tam seramiklerin yapısı 1965 yılında McLean ve Hughes tarafından alumina içerikli bir kor ile desteklenerek güçlendirilmiştir (McLean 2001). Platin folyo tekniği olarak adlandırılan teknikle alümina içerikli seramik malzemenin gerilme direnci feldspatik porselene oranla arttırılmıştır. Materyalin özelliklerini daha da arttırabilmek için 1976 yılında McLean ve Sced tarafından çift folyo tekniği geliştirilmiştir. Çift folyo tekniği translusentliği etkilediği için 1972 yılında Southan ve Jorgensen refraktör die tekniğini uygulamışlardır. Bu tekniklerle yapılan seramikler yine de istenilen fiziksel özelliklere sahip olmadığı için 1980'lerden sonra porselen yapısının tamamen kuvvetlendirildiği seramik sistemleri üretilerek hızla geliştirilmeye başlanmıştır. Lösit, lityum disilikat, magnezyum oksit gibi kristallerle porselenin yapısı kuvvetlendirilmiştir. Artık estetik olarak yüksek bir seviyeye ulaşılmış ve yapısal

olarak daha dayanıklı bir materyal olan zirkonyum 1990'lardan sonra restorasyonlarda kullanılmaya başlanmıştır (Conrad ve ark. 2007).

Bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişime bağlı olarak diş hekimliğinde de CAD/CAM teknikleri yaygın olarak kullanılmaya başlanmış ve bu şekilde tam seramik restorasyonların kullanımı hızla artmıştır (Duret ve ark. 1988).

CAD/CAM sistemleri önceden üretilen blokların bilgisayar destekli frezeler yardımıyla şekillendirilmesi prensibine dayanır. CAD terimi bilgisayar destekli dizayn, CAM terimi ise bilgisayar destekli üretimin kısaltılmasıdır. Tüm CAD/CAM sistemleri üç farklı bölümden oluşur; (1) mevcut geometrik yapıyı bilgisayar tarafından işlenecek dijital veriye döndüren tarama cihazı, (2) veriyi işleyen ve yapılacak olan işleme göre veri setini üreten yazılım programı, (3) veri setini ürüne dönüştürecek olan üretim cihazı.

CAD/CAM sistemlerinin üç farklı üretim konsepti mevcuttur; (1) hasta başında üretim, (2) laboratuarda üretim, (3) üretim merkezlerinde fabrikasyon olarak üretim.

Hasta başında üretimin gerçekleştirilebilmesi için sistemin tüm elemanlarının diş hekiminin kliniğinde bulunması gerekmektedir. Bu şekilde diş hekimi laboratuara ihtiyaç duymadan hasta başında bütün restorasyonu üretilmektedir. Sistem içerisinde ölçü yöntemi olarak tarayıcı ağız içi kameralar da bulunabilmektedir. Böylelikle zaman kazanılarak hastaya tek seansta indirekt restorasyonlar yapılabilmektedir. CEREC (Sirona, Bensheim, Germany) ve E4D (D4D Technologies, Dallas, USA) sistemleri hasta başında üretim modelini hekimlere sağlayabilen firmalardır.

CEREC (**ceramic reconstruction**) sistemi klinikte hasta başında kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (Otto ve De Nisco 2002). İlk olarak Mörmann ve Brandestini tarafından 1988 yılında CEREC 1 sistemi piyasaya sürülmüştür. Bu sistem 3 ekseninde aşındırma yapabilmektedir. İlk üretilen sistem diş hekimliğinde kullanım olarak istenilen etkiyi ve başarıyı sağlayamadığı için 1994 yılında 6 ekseninde frezeleme işlemi yapabilen CEREC 2 sistemi geliştirilmiştir. CEREC 1 sistemiyle yapılamayan posterior kron alt yapılarının yapımına imkan sağlamıştır. CEREC 2 sistemiyle oklüzal yüzeylerin ayrıntısı tam olarak tasarlanamadığı için 2000 yılında CEREC 3 yazılımı piyasaya sürülmüştür. CEREC 3 sisteminde ağız içinden optik ölçüm yapan kamera ile görüntü alınır. Alınan görüntü bilgisayar programı sayesinde üç boyutlu

model haline getirilir. Bu model üzerinde yapılacak olan restorasyon tasarlanır. Tasarlanan restorasyon bilgisi kazıma işlemi yapacak üniteye aktarılır. Kazıma yapılarak işlem tamamlanır.

Laboratuarda üretim; diş hekimi ile teknisyen arasındaki geleneksel zamanla aynı zamanları içermektedir. Diş hekimi ölçü alarak laboratuara gönderir ve laboratuarda ana model oluşturulur. Geri kalan tüm CAD/CAM üretim işlemleri burada gerçekleşir. Tarayıcı yardımıyla, elde edilen ana modelden üç boyutlu veri üretilir ve dental dizayn yazılımı ile bu veri işlenir. Bu şekilde elde edilen verilerin doğrultusunda restorasyon laboratuarda özel frezeleme cihazıyla üretilir. Alt yapı uyumu kontrol edilip gerekli düzenlemeler ana model üzerinde yapıldıktan sonra teknisyen; tabakalama veya presleme tekniği ile üst yapıyı da oluşturarak restorasyonu tamamlar (Luthy ve ark. 2005; Beuer ve ark. 2009).

Merkezlerde üretim ise alt yapının frezeleme cihazının bulunduğu ana merkezlerde üretilmesidir. Diş hekimlerinde veya diş teknisyenlerinde bulunan uydu tarayıcı programı ile internet üzerinden ana merkezle bağlantı kurulur. Laboratuarda alınan ölçü verileri ana merkeze gönderilir. Merkezde üretim yapıldıktan sonra restorasyonlar diş hekimine yollanır. CAM üretimini dışarıda yaptırmak, sadece tarayıcı ve yazılımı az bir yatırımla ediniş yüksek kaliteli üretim prosedürünü sağlaması açısından avantaj teşkil etmektedir. Ayrıca bu sayede sadece tek bir teknolojiye bağımlı kalınmamaktadır. Günümüzde kullanılan hemen hemen tüm CAD/CAM sistemleri kapalı sistemlerdir, başka bir deyişle bir üreticinin tarayıcı sistemi edinildiğinde, sadece o üreticinin üretim prosedürü ve ürünleri kullanılabilir.

4.6.2.2. Zirkonyum

Kahverengi ve yeşil olarak bulunabilen, ısıtıldığında mavi, sarı veya renksiz hale gelebilen zirkonya çok eski devirlerden beri değerli bir mücevher olarak bilinmektedir. Zirkonyum metalinin adı ise Farsça altın anlamına gelen 'Zar' ile renk anlamına gelen 'Gun' kelimelerinden oluşan arapça altın renkli anlamına gelen 'Zargon' kelimesinden gelmektedir (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonyum 2. geçiş serisinin elementlerinden biridir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 dir. Zirkonyum, hafniyum ve titanyuma benzer özellikler göstermektedir. Bu üç elementin kimyasal ve fiziksel özellikleri birbirine benzer, aralarındaki fark çekirdek yapılarından kaynaklanmaktadır. Zirkonyum heksagonal kristal formunda yapıya sahiptir.

Zirkonyum paslanmaz çelik gibi kuvvetlidir. Elastik modülü düşük (200°C'de 8.3×10^4 MPa). Zirkonyum çok reaktif bir metal olup hava veya sıvı ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Oluşan oksit tabakası sayesinde zirkonyum, korozyona karşı dirençli hale gelir.

Martin Heinrich Klaproth 1789 yılında metal dioksit formu olan ZrO_2 'yi tanıtmıştır. Günümüzde Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP) olarak adlandırılan ince tanecikli mikro yapılarla karakterize Zirkonya-Yttria seramikleri diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Zirkonyumun diş hekimliğinde kullanımı, sağlamlığı ve korozyona olan direncinden dolayı gündeme gelmiştir. Dayanıklılığı ve sertliği açısından alüminyuma göre daha üstün mekanik özelliklere sahiptir (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonya, 3 formda bulunan polimorfik bir materyaldir. Erime derecesi olan 2680°C'de kübik formda bulunurken 2370°C'nin altında tetragonal faza geçer. (Piconi ve Maccauro 1999) 1170°C'nin altına indiğinde monoklinik faza geçer ve %3-5 arasında hacimce genişleme gösterir, yüksek internal stresler oluşturur (Conrad ve ark. 2007).

Yttrium oksit (Y_2O_3 %3 mol), magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO) saf zirkonyaya eklenerek hacimce genişleme kontrol altına alınır ve saf zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olmasını sağlar (Conrad ve ark. 2007). Yttrium oksit ile kısmi stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) yüksek başlangıç bükülme dayanıklılığı ve kırılma dayanıklılığı gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir (Kelly 2004; Conrad ve ark. 2007). Y-TZP alt yapılar, kimyasal ve boyutsal stabiliteleri, yüksek mekanik ve kırık direncine sahip olması ve radyopak olmaları sayesinde restoratif diş hekimliğinde tercih edilebilir bir alt yapı materyalidir (Conrad ve ark. 2007).

4.6.2.2.1 Zirkonyum destekli seramik restorasyonlar

Tam seramiklerin translusensliği sayesinde tam seramik materyaller ile yapılan restorasyonlarda doğal diş görüntüsü yakalanabilmektedir (Ong ve ark. 2000). Tam seramik kuron restorasyonlar hem ön bölge hem de arka bölgelerde kullanılmaktadır. Uzun dönem takiplerde bu restorasyonların çok iyi sonuç verdiği bildirilmiştir (Oden ve ark. 1998; Sjogren ve ark. 1999; Bindl ve Mormann 2002; Bindl ve Mormann 2007). Son dönemde tam seramik restorasyonlar köprü restorasyonu olarak kullanılmaya başlanmış, bununla ilgili olarak da hem in vitro hem de in vivo çalışmalar yapılmıştır (Gurdal ve ark. 2000; Sundh ve ark. 2005). Tam seramik restorasyonların kırılma olmaları köprü restorasyonu olarak kullanılmalarına engel olmuştur. Bu yüzden alternatif olarak CAD/CAM sistemiyle kullanılabilen “yttrium oxide partially-stabilized zirconia” (Y-TZP) kullanılmaya başlanmıştır (Filser ve ark. 2001). Y-TZP ortopedi de eklem protezi olarak da kullanılmaktadır ve diğer seramiklere göre çok daha uyumlu, kırılmaya karşı dirençli olduğu belirtilmiştir (Christel ve ark. 1989). Bu özellikleri premolar ve molar bölgesinde daha rahat kullanılmasını sağlamıştır. Y-TZP seramikleri iki farklı yöntemle elde edilmektedir. Bunlardan biri, yeşil seramiklerden olan homojen zirkonyum blokları sinterlendikten ve büzüldükten sonra son boyutları elde edilir (Filser ve ark. 2001). Diğer yöntem ise yoğun sinterlenmiş zirkonyum bloklar restorasyonların son halinde millenerek elde edilir (Sjolin ve ark. 1999).

Zirkonyum sinterlenmeden önce yumuşak bir materyaldir, böylelikle kazıması da kolaydır. Genellikle çoğu firma yarı sinterlenmiş blokları kullanır. Bu blokların kazıma işlemi kolay ve hızlı gerçekleşir. Bu bloklar orijinal boyuttan daha büyük oranda (firma talimatlarına göre değişken) frezelandikten sonra son sinterleme işlemine tabi tutularak ortalama %20-25 oranında küçülerek orijinal boyuta ulaşır. Yarı sinterlenmiş bloktan kazıma yapan sistemlerde işlemin kolay ve hızlı olmasının yanı sıra freze aletinin yıpranmasının az olması ve uzun süre kullanılması avantajdır (Raigrodski 2004; Piwowarczyk ve ark. 2005). Tam sinterleme işlemi yapıldıktan sonra kazıma yapılan bloklar da bazı sistemlerde mevcuttur. Orijinal boyutunda frezeleme yapılır, ancak zirkonyum sert haldeyken yapıldığı için işlem zor ve uzundur. Aşındırma frezeleri çabuk yıpranır. Estetik sonuç açısından her iki yöntemde uygun sonuç vermektedir.

Zirkonyum paslanmaz çelik gibi kuvvetlidir. 200 °C’de 8.3 X 10⁴ MPa olan elastik modülü düşüktür. Zirkonyum metalinin saflığı, mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Zirkonyum reaktif bir metal olduğu için, hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Oluşan oksit tabaka zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Birçok ortamda zirkonyum, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklıdır.

Kuron ve köprülerin alt yapıları firmalar tarafından üretilen zirkonyum bloklarından (In-Ceram Zirconia) ya makinelerde CAD-CAM teknolojisi ile (Cerec – Sirona Dental, Cercon – DeguDent, Procera- Nobel Biocare, Precident- DCS, Lava-3M Espe, Everest- KaVo, Hint- Els GmbH, Zeno Tech- Wieland) ya da manüel olarak (Zirkonzahn GmbH, Ceramill-Amann Girrbach GmbH) kazıma yapılarak üretilir.

CAD/CAM sistemi önceden üretilen porselen blokların bilgisayar destekli freze yardımıyla şekillendirilmesi esasına dayanır. Bu sistemde kamera yardımıyla elde edilen veriler bilgisayara yüklenir. Bilgisayar ortamında tasarımları(CAD:Computer aided design) yapılarak bilgisayar destekli üretime(CAM:Computer aided manufacturing) geçilir.

IPS e.max ZirCAD :

IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, USA) sistemi CAD-CAM prensibiyle çalışan bir sistemdir.

ZirCAD yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit bloklardan üretilir. Yapısal olarak ağırlığına göre %87-95 oranında ZrO₂, %4-6 Y₂O₃, %1-5 HfO₂, %0-1 Al₂O₃ içerir. IPS e.max ZirCAD ön sinterleme işlemine tabi tutulmuş bloklardır. Blokların mikro yapısı çok pörözlüdür. Ön sinterleme sonucunda grenler birbirine zayıf bir şekilde bağlanmış halde görünürler. Bu aşamada pörözite yaklaşık %50 civarındadır. Bu yapı materyalin hala kolay bir şekilde işlenmesine olanak tanır.

Bu sistemde direkt hasta ağızı veya hasta ağzından alınan ölçü tarayıcı yardımıyla bilgisayara aktarılır. Bilgisayar programı ile CAD (bilgisayar destekli dizayn) işlemi yapılır. Zirkonyum bloklar renklerine göre hazır halde bulunurlar. İlk olarak bu zirkonyum bloklar inLab sistemiyle millenir arkasından Sintramat yüksek ısı fırınında sinterlenir. Sinterleme işleminden sonra sertliği ve dayanıklılığı

maksimum seviyeye ulaşır. Sinterlendikten sonra ZirPress uygulaması için alt yapının üzerine mum modelaj yapılır ve presleme işlemine geçilir. Presledikten sonra makyaj ve cila işlemleri ile tamamlanır.

Yüksek dayanıklılık gereksinimi olan posterior köprüler için kullanımı uygundur. Zirkonyum 900 MPa kadar bir final sertliğine sahiptir. Ereifej ve ark. 2008 yılında tam seramik kronların başlangıç ve final kırılma dayanıklılıklarını ölçtükleri çalışmada ZirCAD örneklerin başlangıç değerini 1029 N final değerini ise 2091 N bulmuşlardır (Ereifej ve ark. 2008).

ZirCAD sistemiyle yapılan zirkonyum altyapılarla ilgili araştırmalarda sistemin marjinal ve internal uyumu kabul edilebilir sınırlar dahilinde bulunmuştur (Martins ve ark. 2012; Yıldız ve ark. 2013). Yaşam ömrü açısından metal seramik sistemlerle kıyaslandığında sistemler arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır (Esquivel-Upshaw ve ark. 2013).

IPS e.max ZirPress üst yapılar: ZirCAD alt yapılı bir restorasyon yapıldığı zaman üst yapı işlemi için firmanın önerdiği ve alt yapı için en uygun üst yapı seramiği olarak ZirPress materyali kullanılmaktadır. ZirPress sistemi pres teknolojisi için üretilmiş floroapatit cam seramik ingotlardan oluşur. Feldspar yada lösit içerikli değildir. Başta çeşitli boyutlarda olan floroapatit kristalleri kontrollü nükleasyon ve kristalizasyon yardımıyla istenilen boyutlara getirilir. Bu da yaklaşık 300 nm uzunluğunda ve 100 nm çapındadır. Zirkonyum alt yapı üzerine yapışacak dentin tabakasını şekillendirmek için kullanılırlar ve konvansiyonel yöntemlerle tabakalandırılmış dentin materyallerinin fonksiyon ve özelliklerini sağlarlar. ZirPress materyali tam anatomik olarak da şekillendirilebildiği gibi üzerine IPS e.max Ceram materyali ile veneerlenebilmektedir. Luo ve ark. yaptıkları çalışmada ZirCAD altyapı materyali üzerine hem tam anatomik olarak ZirPress materyalini preslemişler hem de cut-back tekniği kullanarak 0.30 mm veneer porselen uygulaması yapmışlardır. Çalışmada tam anatomik olarak preslenen örneklerin ışık geçirgenliğini en yüksek ve dolayısıyla renk olarak en aydınlık olan örnekler olduğunu tespit etmişlerdir (Luo ve Zhang 2010).

Pres materyallerinde preslenen seramiğin presleme ısısı ile veneerlenen seramiğin fırınlama ısısı arasındaki fark ne kadar büyükse veneer malzeme fırınlanırken preslenen seramiğin stabilitesi o kadar artar. Böylelikle materyalin adaptasyonu fırınlamadan etkilenmemiş olur. Ancak tam anatomik olarak preslenen materyalin sonradan bir fırınlama işlemine tabi tutulması gerekmediğinden adaptasyonu da etkilenmemiş olur.

Kohorst ve ark. ve Dittmer ve ark. yaptıkları CAD/CAM ile üretilmiş önceden sinterlenmiş zirkonyum bloklar kullanarak yaptıkları adaptasyon çalışmasında şu sonuca ulaşılmıştır; veneerleme işleminin ardından CAD/CAM ile üretilmiş zirkonyum alt yapılı restorasyonlarda marjinal ve internal aralıklarda azalma görülmektedir (Dittmer ve ark. 2009; Kohorst ve ark. 2010). Vigolo ve Fonzi'nin yaptıkları çalışmada ise CAD/CAM sistemlerde veneerleme işleminden sonra zirkonyum alt yapılı restorasyonların marjinal adaptasyonunda belirgin bir farklılık görülmemiştir (Vigolo ve Fonzi 2008). Att ve ark. önceden sinterlenmiş ve sinterlenmemiş zirkonyum bloklarla yaptıkları adaptasyon çalışmasında zirkonyum alt yapıların veneerleme işleminden sonra marjinal uyumsuzluğunun arttığını fakat bunun anlamlı bir farklılık oluşturmadığını bildirmişlerdir (Att ve ark. 2009).

CAD/CAM sistemiyle üretilen çoğu zirkonyum alt yapı üretim sistemi klinik olarak kabul edilebilir bir marjinal ve internal adaptasyon sağlamaktadırlar. Çoğu araştırmacı zirkonyum alt yapıların veneerlenmesi sonucunda marjinal adaptasyonun negatif etkilendiğini düşünmektedir. Ancak bunun için yeterli sayıda bilimsel dayanak mevcut değildir.

4.7. İmplant Destekli Protezlerde Marjinal ve İnternal Uyum

Marjinal aralık, restorasyon kenarları ile preparasyon kenarları arasındaki morfolojik aralık olarak tanımlanır. Dış/implant ile restorasyon arasındaki uyumsuzluklar iç yüzeyde, kenarlarda veya restorasyonun dış yüzeyinde yapılan ölçümlerle belirlenebilir. Restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dik ölçüm internal aralık olarak tanımlanmaktadır. Aynı ölçümü restorasyonun kenar bölgesinde yaptığımız zaman marjinal aralık olarak

tanımlanmaktadır. İmplant abutmenti ile restorasyon arasındaki uyumun başarısı implantın uzun vadeli klinik başarısının anahtarıdır (Conrad ve ark. 2007). Uyumsuz alt yapı-abutment ilişkisi implant destekli restorasyonlarda; desimantasyon, abutment vidasının gevşemesi ve implant veya protezin parçalarının kırılması gibi mekanik başarısızlığa ve doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve integrasyon kaybı gibi çevre dokularda komplikasyonlara neden olabilir (Kan ve ark. 1999; Karl ve ark. 2005).

İmplant-alt yapı arasındaki uyumsuzluğun birçok nedeni olabilir. Bunlar; implantların yerleştime açısının kötü olması, ölçü tekniğinin yanlışlığı, alt yapının iyi yapılmaması, alt yapının dizaynı ve konfigürasyonunun hatalı olması ve tabii ki teknisyenin ve diş hekiminin tecrübesinin yetersiz olmasıdır (Kan ve ark. 1999).

Marjinal uyum bütün dental restorasyonlarda uzun dönem başarı açısından çok önemlidir. Uyumun iyi olmaması diş ve destekleyici periodontal dokular için yıkıcı bir etki yaratır. Mükemmel olmayan restorasyon marjinleri oral bakterilerin yapışmasını takiben oluşturdukları plak birikimi açısından ideal boşluk alanlarıdır. Bu durum travmatik dişeti irritasyonlarına neden olur (Att ve ark. 2008). Dişin ve implantın çevresindeki yumuşak dokular aynı şekilde davrandığı için implant üzeri restorasyonların da marjinal uyumu klinik başarısı açısından çok önemlidir diyebiliriz (Guichet ve ark. 2000; Att ve ark. 2008).

Christensen 1971 yılında yaptığı çalışmada marjinal aralık için 39 μm ve altı değerlerin kabul edilebilir olacağını bildirmiştir (Christensen 1971). Aynı yıl McLean 80 μm 'den daha küçük bir marjinal aralık değerinin belirlenmesinin zor olduğunu ve kendi araştırmalarında 120 μm ve altındaki değerlerin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir (McLean ve von Fraunhofer 1971). Marjinal aralık konusunda çalışma yapan bazı araştırmacılar da klinik olarak kabul edilebilir değerlerin 150 μm ve altı olarak belirtmişlerdir (Tinschert ve ark. 2001; Att ve ark. 2009). Bazıları ise ancak 120 μm ve altındaki değerlerin marjinal aralık için kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir (Quintas ve ark. 2004; Kokubo ve ark. 2005). CAD/CAM ile yapılan restorasyonlarda ise genel olarak kabul edilebilir marjinal aralık değeri 50-100 μm olduğu belirtilmiştir (Witkowski ve ark. 2006; Bindl ve Mormann 2007; Att ve ark. 2009). Yapılan bazı çalışmalarda implant abutmentleri üzerine simante edilmiş metal-seramik restorasyonların ortalama marjinal aralık

değerleri 11 ile 67.4 µm arasında rapor edilmiştir (Keith ve ark. 1999; Kersten ve Tiedemann 2000). Bu değer implant abutmentları üzerine simante edilmiş tam seramik restorasyonlarda ise 65.9 ile 168 µm arasında bulunmuştur (Att ve ark. 2008). Ganz ve ark. implant abutmentları üzerine yapılan restorasyonları inceledikleri çalışmada 20-70 µm arası marjinal aralık değerini kabul edilebilir olarak belirtmişlerdir (Ganz ve ark. 2006). Çalışmaların çoğunda ise kabul edilebilir sınırlar 40-120 µm arasında ortaya konmuştur (Conrad ve ark. 2007).

4.7.1. Marjinal ve internal adaptasyon ölçüm yöntemleri

Adaptasyon ölçümünde morfolojik kriterleri esas aldığımızda direkt ve indirekt olmak üzere iki farklı ölçüm tekniği vardır. Direkt metotlarda adaptasyon direkt olarak gözle ve sond ile restorasyon ile diş/implant arasındaki uyumun tespiti yapılır. Ancak tahmin edilebileceği gibi gözün göremeyeceği, sond ile hissedilemeyecek aralıklar konusunda tam olarak bir fikir vermeyeceği gibi sayısal bir değeri de yoktur. Bazı klinik kriterlere göre kodlar verilerek materyalin adaptasyon açısından uygunluğu sayısal bir veri olmaksızın klinik olarak kabul edilebilir mi edilemez mi kodlanır.

Direkt metotlar klinik verileri çok iyi ve sayısal değerlerle aktaramadığı için indirekt metotlar sonuç verebilme ve doğruluk açısından çok daha başarılıdır. Genel olarak indirekt metotları invaziv ve noninvaziv teknikler olarak ikiye ayırmak mümkündür. Noninvaziv ölçüm tekniklerinde örnek herhangi bir zarar görmeden ölçüm yapılabilir. Böylelikle ölçümün tekrarlanabilmesi mümkün hale gelir. Fotoğraflama da bir noninvaziv ölçüm olmasına rağmen çok sayıda araştırmacı ölçüm yöntemi olarak noninvaziv bir ölçüm yöntemi olan replika tekniğini kullanmıştır (Reich ve ark. 2005; Kahramanoğlu 2010; Martins ve ark. 2012; Kim ve ark. 2013).

Replika tekniğinde ölçümü yapılacak restorasyon hasta ağızında veya model üzerinde ölçüm yapmak için hazırlanır. Restorasyonun iç yüzeyine ince veya çok ince kıvamlı ölçü maddesi sıkılarak abutment diş/implant üzerine yerleştirilir. Sertleştikten sonra model veya ağızdan çıkarılarak içerisine ince kıvamlı başka bir

silikon ölçü maddesi sıkılır. Böylelikle restorasyonun iç yüzeyinin veya bir başka deyişle siman aralığının replikası alınmış olur. Elde edilen replika sert kıvamlı bir putty içerisine yerleştirilerek kesidi alınır. Alınan kesit mikroskop altında büyütülerek bilgisayar yardımıyla ölçümü yapılır.

Replika tekniğiyle çıkan adaptasyon sonuçları kesitlendirme tekniğiyle yapılan invaziv araştırmalarla sonuçları açısından çok uyumlu bulunmuştur, Ferrari ve ark. altın kronların marjinal uyumlarını hem replika yöntemiyle hem de kesitlendirme yöntemiyle ölçmüş ve sonuçları neredeyse birbirinin aynısı bulmuşlardır. Replika tekniğiyle 124.16 µm çıkarken kesitlendirme tekniğiyle 129.79 µm marjinal aralık tespit etmişlerdir (Ferrari ve ark. 1994). Bu sonuçlar göz önüne alındığında noninvaziv olması ve tekrarlanabilir olması replika tekniğini çoğu araştırmacı açısından daha makul hale getirmiştir. İnvaziv metotlardan en sık kullanılanı da yukarıda bahsettiğimiz gibi kesitlendirme yöntemidir. Kesitlendirme yönteminde genel olarak simantasyon yapıldıktan sonra restorasyonun kesidi alınarak incelenir. Sonuçları açısından oldukça iyi bir sistemdir.

Kesitlendirme ve replika tekniklerinde örneklerin değerlendirilmesi için farklı cihazlar kullanılmaktadır. Genellikle kullanılanlar elektron mikroskopları ve ışık mikroskoplarıdır. Bu mikroskoplarda kullanılan büyütme seçenekleri de çeşitlidir. Kimi araştırmacı 50X magnifikasyonda büyütme yaparak ölçümlerini yapmıştır (Kahramanoğlu 2010; Martins ve ark. 2012). kimi araştırmacı 160X magnifikasyon kullanmıştır (Kim ve ark. 2013). Aynı şekilde alınan ölçüm sayısı da yine araştırmacının kararına göre değişmekle birlikte Groten ve ark. yaptıkları çalışmaya göre kron başına alınması gereken ölçüm sayısı 50 olarak tespit edilmiştir (Groten ve ark. 1997).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Gereç:

5.1.1. Ana model hazırlanması

- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) cerrahi ve protetik implant seti
- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) direct abutment replica
- Kavo EWL, Type 990 (Kavo elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch, Allgau, Almanya) frezeleme cihazı
- Epoxy Rezin (Moravia, Epoxy yapıştırıcı, komponent A, Komponent B, Boyman Boya Kimya San. Tic. Aş. İstanbul, Türkiye)

5.1.2. Ölçü alımı

- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) ölçü kopyası
- Virtual Putty Fast Set, Light Body Fast Set (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein)
- Otomiks tabanca (Zhermack, Badia, Polesine, Italy)

5.1.3. Laboratuvar işlemleri

5.1.3.1. Alçı modellerin elde edilmesi

- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) direct abutment replica
- İzolasyon materyali (Seperator, Zhermack, Badia, Polesine, Italy)
- Gingiva Mask (Gingifast, Zhermack, Badia, Polesine, Italy)
- Porselen alçısı (Heraus Kulzer, Grüner Weg, Hanau, Germany)
- Alçı su oranlayıcı (Smartbox, AmannGirrbach, Austria)
- Vakumlu karıştırıcı (Smartmix, AmannGirrbach, Austria)
- Alçı vibratör (Wasserman, Hamburg, Germany)

5.1.3.2. Metal destekli köprülerin hazırlanması

- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) döküm kopingi
- Modelaj mumu (Bego, Bremen, Germany)
- Döküm fırını (SEIT elettronica, Italy)
- Metal alaşımı (Bego, Bellabond Plus, Bremen, Germany)
- Kumlama makinası (Bego, Bremen, Germany)
- Tesviye frezleri (Meisinger, Neus, Germany)

5.1.3.3. Zirkonyum destekli köprülerin hazırlanması

- CEREC AC (Sirona, Bensheim, Germany) üretim cihazı
- CEREC Bluecam, Omnicam (Sirona, Bensheim, Germany) tarayıcı
- CEREC Optispray (Sirona, Bensheim, Germany) titanyum sprej
- CEREC Software 4.0 (Sirona, Bensheim, Germany) üretim programı
- CEREC MC XL (Sirona, Bensheim, Germany) kazıma cihazı
- CEREC Software inLab 4 (Sirona, Bensheim, Germany) kazıma programı
- Zir-CAD Zirkonyum blok (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein)
- IPS e.max Zir-Press MO A1 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) preslenebilir zirkonyum üstü porselen ingot
- IPS PressVest Speed (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) revetman ve revetman sıvısı

5.1.3.4. Press-on-metal (POM) köprülerin hazırlanması

- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) döküm kopingi
- Modelaj mumu (Bego, Bremen, Germany)
- Döküm fırını (SEIT elettronica, Italy)
- Metal alaşımı (Bego, Bellabond, Bremen, Germany)
- Kumlama makinası (Bego, Bremen, Germany)

- Tesviye frezleri (Meisinger, Neus, Germany)
- IPS InLine POM S Ingot (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein)
metal üzerine preslenebilen porselen ingot
- IPS PressVest Speed (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein)
revetman ve revetman sıvısı

5.1.4. Marjinal ve iç uyumun kontrolü

- Elite HD A-Silicone İmpression Material Putty, Elite HD Super Light Body, Elite HD Light Body (Zhermack, Badia, Polesine, Italy)
- Otomiks tabanca (Zhermack, Badia, Polesine, Italy)
- Leica Optik mikroskop (Leica Cambridge Ltd., Cambridge, England)

5.1.5. İstatistiksel analiz

- SPSS

Tablo 5.1.: Araştırmada kullanılan ürünlerin isimleri, içerikleri ve seri numaraları

Ürün	Ürün İsmi (Üretici Firma)	Kompozisyon	Seri No
Ölçü malzemesi	Virtual Putty Fast Set (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	PL4061
Ölçü malzemesi	Virtual Light Body (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	
Ölçü malzemesi	Elite HD Putty, (Zhermack, Badia Polesine, Italy)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	C203125
Ölçü malzemesi	Elite HD Super Light Body Purple, (Zhermack, Badia Polesine, Italy)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	149500
Ölçü malzemesi	Elite HD Light Body Green, (Zhermack, Badia Polesine, Italy)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	148805
Ölçü malzemesi	Elite HD Light Body Blue, (Zhermack, Badia Polesine, Italy)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	129929
İmplant materyali	Astra, (AstraTech AB, Molndal, Sweden)	Ti-6Al-4V	
Abutment Analog	Astra Direct Abutment Replica (AstraTech AB, Molndal, Sweden)	Ti-6Al-4V	
Ölçü kopingi	Astra ölçü kopingi, (Astra Tech AB, Molndal, Sweden)		
Döküm kopingi	Astra döküm kopingi (AstraTech AB, Molndal, Sweden)		
Zirkonyum materyali	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)		
Pres Porselen materyali	IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)		
Pres Porselen Materyali	IPS InLine POM (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)		

5.2. Yöntem

Çalışmamızda implant destekli 3 ve 4 üyeli zirkonyum, metal destekli ve POM sabit protezler Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi laboratuvarında, OPTİMAL diş laboratuvarında ve SİRONA laboratuvarında hazırlanmıştır. İç uyum ve marjinal uyumun değerlendirilmesi ışık mikroskopu ile Marmara Üniversitesi Diş

Hekimliği Fakültesi AR-GE bölümünde yapılmıştır. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS paket programı kullanılarak yapılmıştır.

5.2.1. Ana modellerin hazırlanması

Fantom çeneden ölçü alınarak hasta ağızını taklit edebilecek 1 adet 34, 35 ve 36 numaralı dişleri eksik, 1 adet de 34, 35, 36 ve 37 numaralı dişleri eksik epoksi rezinden model elde edildi. (Resim 5.1. ve Resim 5.2.)



Resim 5.1. Epoksi rezin model
(34, 35, 36 numaralı dişler
eksik)



Resim 5.2. Epoksi rezin model
(34, 35, 36, 37 numaralı dişler
eksik)

İlk modele horizontal alveoler kret düzlemi yere paralel olacak şekilde 34 ve 36 numaralı dişsiz bölgelere implant frezelemesi (Astra Tech AB, Molndal, Sweden, Ø5.0) paralelometre (Kavo EWL, Typ 990, Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch im, Allgau, Almanya) kullanılarak uygulandı.(Resim 5.3) Diğer modele horizontal alveoler kret düzlemi yere paralel olacak şekilde 34 ve 37 numaralı dişsiz bölgelere implant frezelemesi (Astra Tech AB, Molndal, Sweden, Ø5.0) paralelometre (Kavo EWL, Typ 990, Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch im, Allgau, Almanya) uygulandı. (Resim 5.4)

Frezeleme yapılan boşluklara direct abutment replicalar (Astra Tech AB, Molndal, Sweden) yerleştirildi. Böylelikle ana modeller elde edildi. (Resim 5.5)



Resim 5.3 Paralelometrede
implant uygulaması



Resim 5.4 Paralelometrede
implant uygulaması



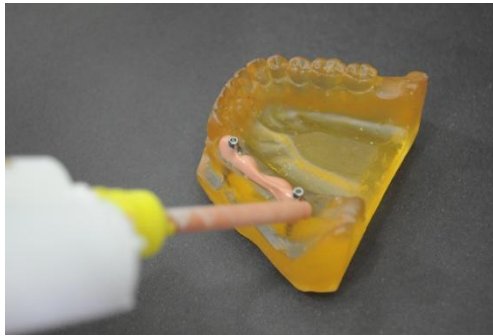
Resim 5.5 Direct abutment replica
yerleştirilmiş ana modeller

5.2.2. Ölçü işlemi

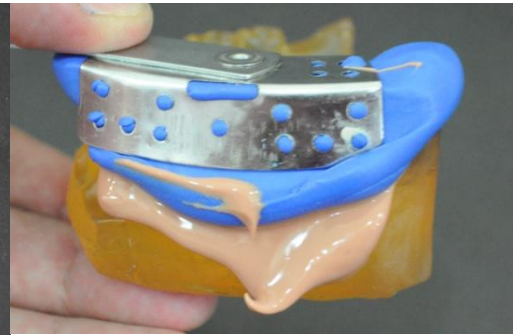
Çalışmamızda implant abutmentı olarak direct abutment replica (AstraTech, Molndal, Sweden) kullanıldı. Ölçü alımından önce abutmentlar üzerine plastik ölçü kopingleri yerleştirildi.(Resim 5.6) Standart kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak polivinilsiloksan ölçü materyali (Virtual, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) ile abutment seviyesinde her modelden 30'ar adet ölçü alındı.(Resim 5.7 ve Resim 5.8)



Resim 5.6 Plastik ölçü kopinglerinin yerleştirilmesi



Resim 5.7 Virtual ince kıvamlı ölçü maddesi uygulaması



Resim 5.8 Kapalı kaşık tekniği ile ölçü alımı

Alınan ölçülere direct abutment replicalar uygun pozisyonda yerleştirilerek laboratuara gönderildi.(Resim 5.9)



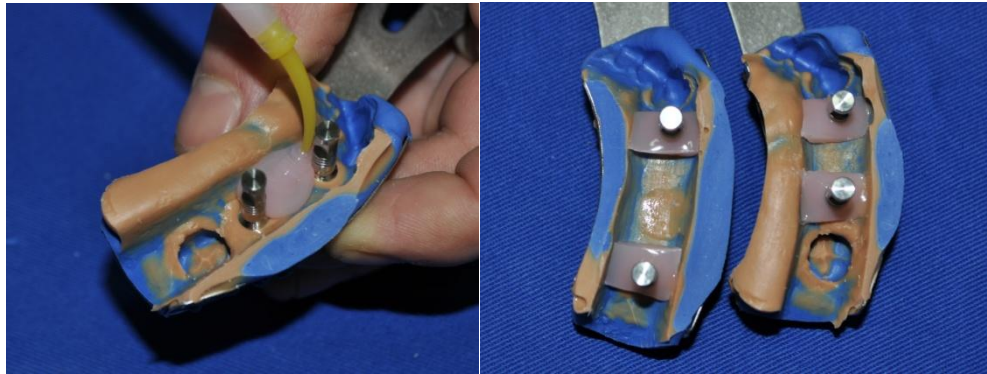
Resim 5.9 Direct abutment replica

5.2.3. Laboratuvar işlemleri

5.2.3.1. Alt yapıların hazırlanması

5.2.3.1.1 Metal alt yapıların hazırlanması

Laboratuvar da modellere ilk olarak dişetini taklit etmek amacıyla gingiva mask (Gingifast, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) uygulandı.(Resim 5.10 ve Resim 5.11)



Resim 5.10 Gingiva mask uygulaması

Resim 5.11 Gingiva mask uygulaması

Daha sonra alçı su oranı cihazda (Smartbox, AmannGirrbach, Germany) ayarlandıktan sonra hava kabarcığı oluşmaması için vakumlu karıştırıcıda (Smartmix, AmannGirrbach, Germany) hazırlanan Tip-4 sert alçı (Heraus Kulzer, Grüner Weg, Germany) vibratörde (Wasserman, Hamburg, Germany) ölçüye döküldü.(Resim 5.12 ve Resim 5.13)

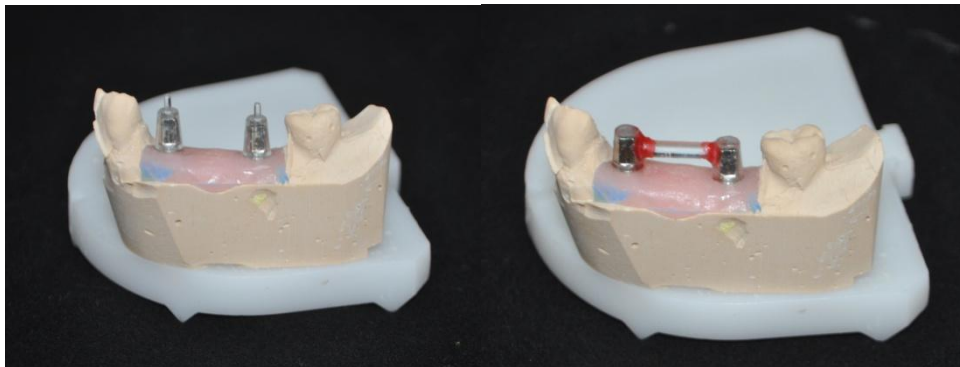


Resim 5.12 Smartbox alçı su oranlayıcı



Resim 5.13 Smartmix alçı karıştırıcı

Hazırlanan alçı modellerde iç uyumun standardizasyonu için metal alt yapılı ve POM modellerde implant firmasının plastik döküm parçaları kullanılarak mum modelajlar yapıldı.(Resim 5.14, Resim 5.15, Resim 5.16) Zirkonyum modeller tarayıcıyla okutulduğundan plastik döküm parçaları kullanılmadı. Modelajları tamamlandıktan sonra tij mumuyla manşetlere sabitlendi.(Resim 5.17) Hava kabarcığı oluşmaması için vibratör üzerinde, su-toz oranı özel olarak ayarlanmış revetman (IPS PressVest Speed (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) manşetlere döküldü.



Resim 5.14 Döküm kopingleri

Resim 5.15 Döküm kopinglerinin sabitlenmesi



Resim 5.16 Mum modelaj



Resim 5.17 Tijleme

Revetman sertleştikten sonra 900°C 'ye kadar ısıtılmış fırına yerleştirildi. Uygun termal genişlemeyi ve mumun revetmandan uzaklaşmasını sağlamak için 1 saat süreyle bekletildi. Metal alaşımın (Mesa, Italy) indüksiyon döküm cihazı (Seit Elettronica, Valdobbiadene, Italy) kullanarak dökümü yapıldı. Döküm işlemi için Ni-Cr metal alaşım tabletleri (Mesa Magnum Ceramics, Italy) döküm potasına yerleştirilerek üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 1300°C 'de döküm işlemi gerçekleştirildi. (Resim 5.18, Resim 5.19).



Resim 5.18 Modelajın revetmana alınması



Resim 5.19 Döküm fırını

Döküm yapıldıktan sonra çatlak oluşmaması için oda sıcaklığına kadar bekletilip açıldı. Döküm revetmandan çıkarıldıktan sonra kumlama işlemi yapıldı. Tesviye yapılarak metal altyapıların işlemleri tamamlandı. Toplam 40 adet metal altyapı elde edildi.



Şekil 5.20 Tamamlanmış metal alt yapı

5.2.3.1.2. Zirkonyum alt yapıların hazırlanması

Zirkonyum altyapıların hazırlanmasında CAD/CAM prensibi ile çalışan CEREC inLab (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) sistemi kullanıldı. Zirkonyum materyali olarak da IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) alt yapı blokları kullanıldı. Ölçü malzemesi kullanımından doğabilecek farklılıkları elimine etmek için ana modellerden ölçü alınarak her restorasyon için ayrı ayrı model elde edildi. Hazırlanan alçı modellerden CEREC AC cihazına bağlı bulunan CEREC Bluecam tarama işlemi için kullanıldı.(Resim 5.21, Resim 5.22)

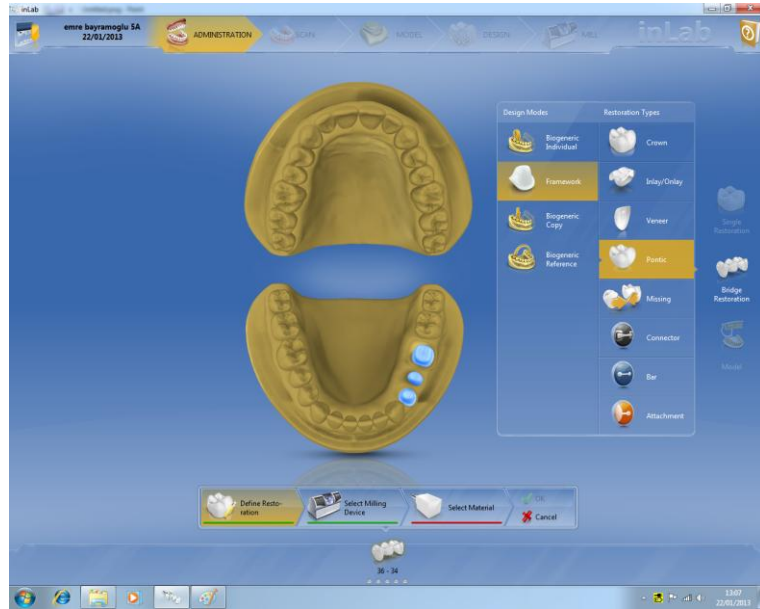


Resim 5.21 CEREC AC CAD cihazı



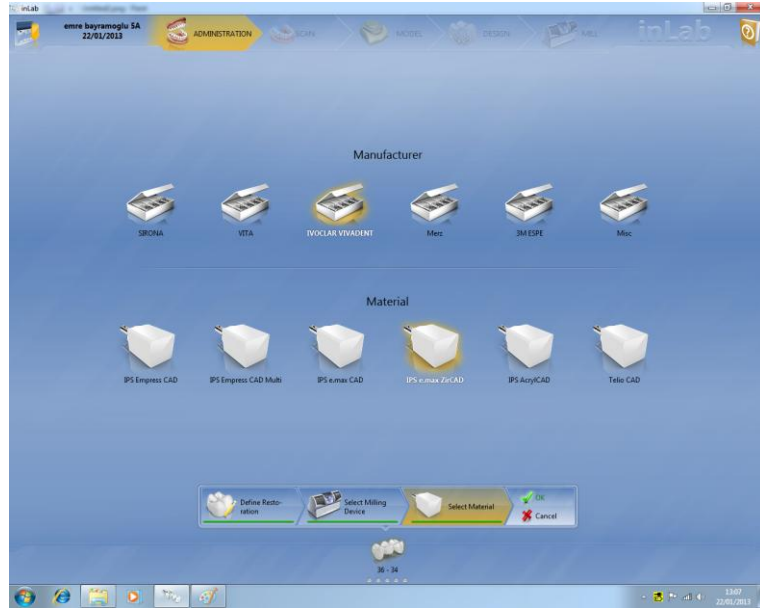
Resim 5.22 CEREC Bluecam Tarayıcı

Sistemde tarama işlemi yapmadan önce bilgisayara taratılacak bölge ve uygulanacak restorasyonla ilgili bilgiler aktarıldı. (Resim 5.23)



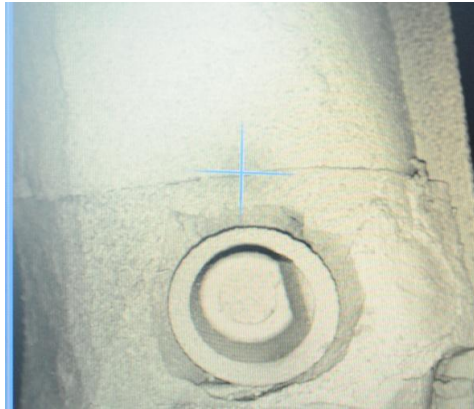
Resim 5.23 Restorasyon bilgilerinin bilgisayara aktarılması

Daha sonra restorasyonun hangi restoratif materyal kullanılarak hazırlanacağı ile ilgili bilgilerin girişi yapıldı. (Resim 5.24)

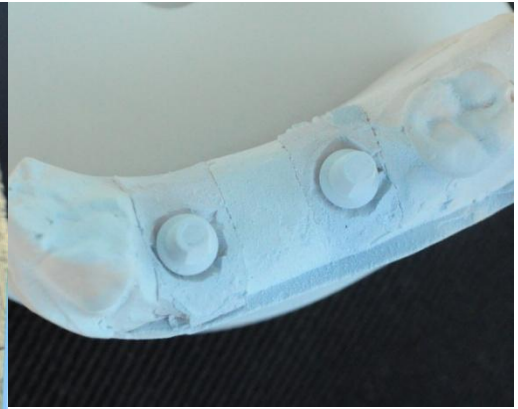


Resim 5.24 Restoratif materyalin seçimi

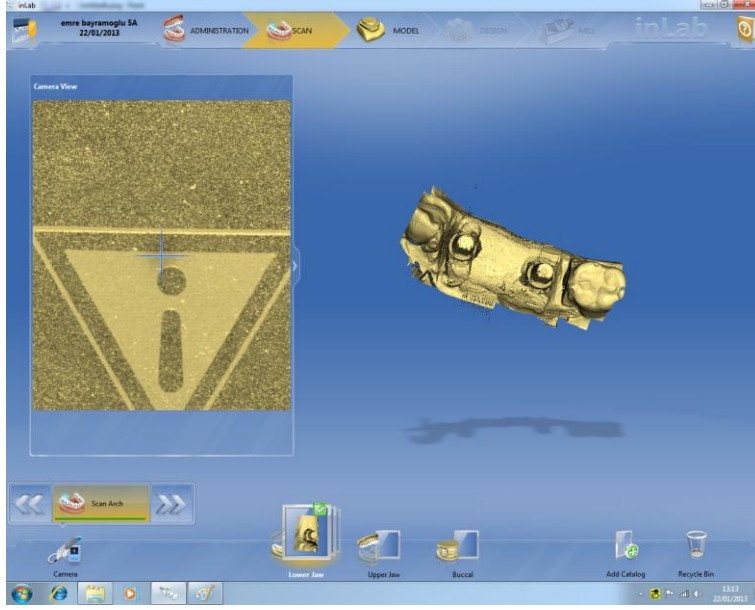
Bu bilgilerin bilgisayara girilmesinden sonra kamera çalıştırılarak modelin fotoğrafları çekilir.(Resim 5.25) Kayıt alımı için Bluecam kullandığımızdan CEREC Optispray(Sirona, Bensheim, Germany) ile model üzerine püskürtme yaparak kameranın düzgün ve hızlı görüntü alabilmesi sağlanır.(Resim 5.26) Her bölgeden birkaç fotoğraf kaydı alındıktan sonra bilgisayarın görüntüleri birleştirmesi beklenir.(Resim 5.27)



Resim 5.25 Kamera görüntüsü

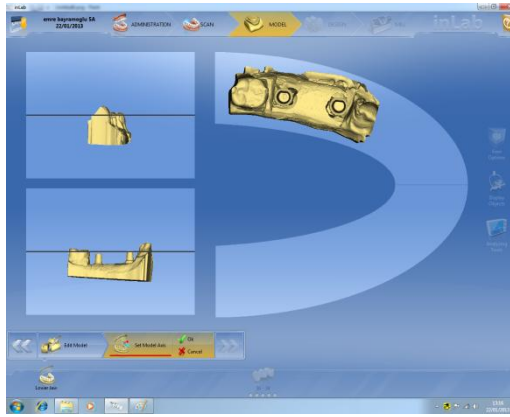


Resim 5.26 Titanyum dioksit tozu püskürtülmüş model



Resim 5.27 Modelin 3 boyutlu görüntüsü

Üç boyutlu model oluşturulduktan sonra önce model ark üzerindeki yerine yerleştirildi.(Resim 5.28) Model üzerinde restorasyon marjinleri çizildi.(Resim 5.29) Restorasyonun giriş yolu belirlendi.(Resim 5.30) Giriş yolu belirlenirken undercut oluşursa bu alanlar abutment üzerinde undercut miktarına göre bazı renkler alırlar.(Resim 5.31)



Resim 5.28 Modelin ark üzerinde yerleştirilmesi



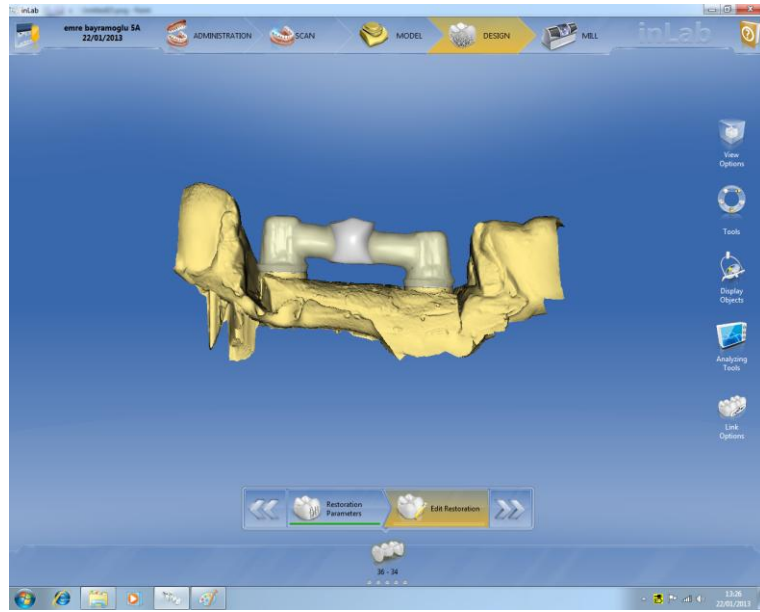
Resim 5.29 Model üzerinde marjin belirlenmesi



Resim 5.30 Giriş yolu belirlenmesi

Resim 5.31 Giriş yolunun undercut içermesi

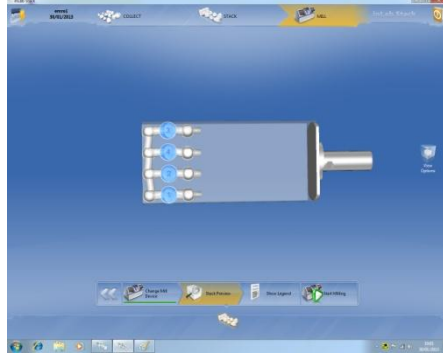
Restorasyonla ilgili marjin kalınlığı, siman aralığı ve pontik ile dişeti arası boşluk miktarı gibi bazı parametreler bilgisayarda belirlendikten sonra bilgisayar tarafından restorasyon altyapısı 3 boyutlu olarak hazırlandı.(Resim 5.32)



Resim 5.32 Restorasyonun bitmiş hali

CAD programında alt yapının 3 boyutlu tasarımı yapıldıktan sonra bilgiler inLab denilen kazıma programına aktarıldı. Bu programda kullanacağımız blok boyutlarını seçeneklerden girerek restorasyonumuzun blok içerisindeki yerleşimini ayarlandı. (Resim 5.33) Ayarlanan bilgiler bilgisayar tarafından CAM ünitesine

(CEREC MC XL) aktarıldı. CAM ünitesine bilgi aktarımı yapıldıktan sonra CAM ünitesi tarafından blok üzerinde kazıma yapılarak zirkonyum alt yapılar %20-25 oranında daha büyük olarak üretildi.(Resim 5.34)

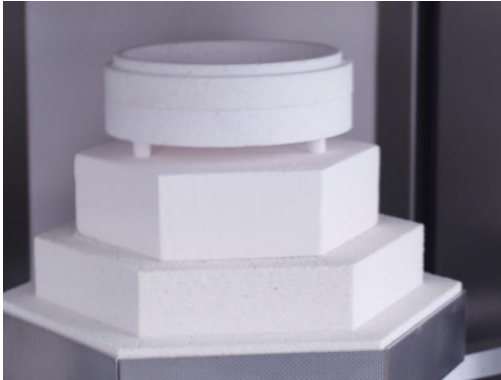


Resim 5.33 Restorasyonun blok içerisinde yerleşimi



Resim 5.34 Kazıma işlemi tamamlanmış zirkonyum blok

Kazıma işlemi tamamlandıktan sonra blok üzerinde birbirlerine birleşik olarak hazırlanan köprü restorasyonları birbirlerinden frez yardımıyla ayrıldı. Ayrıldıktan sonra sinterleme işlemi için sinterleme fırınına (inFire HTC, Sirona, Bensheim, Germany) yerleştirildi.(Resim 5.35 ve Resim 5.36) Sinterleme işlemi 1150°C'de 12 saatte tamamlandı. Toplam 20 adet zirkonyum altyapı elde edildi.



Resim 5.35 Sinterleme fırını



Resim 5.36 Sinterleme fırını



Resim 5.37: Tamamlanmış zirkonyum alt yapı

5.2.3.2. Üst yapıların hazırlanması

5.2.3.2.1. Metal destekli restorasyonların üst yapı hazırlığı

Hazırlanan metal alt yapılar 2'ye ayrılarak yarısına konvansiyonel veneerleme diğer yarısına da porselen presleme yapılarak üst yapı işlemleri tamamlandı.

Ölçümünü yaptığımız alt yapılara opak porseleni (Vita VMK Master Opak) sürülerek kuruması beklendi. Opak malzemesi kuruduktan sonra opak fırınlaması için 960°C lik fırında 25 dakika süreyle bekletildi. Opak uygulaması tamamlandı. (Resim 5.38)



Resim 5.38 Opaker uygulaması

Daha sonra teknisyen tarafından opak üzerine dentin porseleni ve arkasından tabakalama tekniği ile mine porseleni yapıp 500°C'de 25 dakika fırınlanarak (Ivoclar Programat, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) porselen üst yapı işlemi tamamlandı. (Resim 5.39 ve Resim 5.40)



Resim 5.39 Porselen fırını



Resim 5.40 Bitmiş metal destekli porselen restorasyon

5.2.3.2.2. PoM restorasyonların üst yapı hazırlığı

Metal alt yapı işlemi döküm yöntemiyle hazırlandıktan sonra opak uygulaması üretici firmanın talimatları doğrultusunda PoM sisteminin kendi opakeri (IPS InLine PoM opaquer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile yapıldı. (Resim 5.41 ve Resim 5.42)



Resim 5.41 PoM Opaker



Resim 5.42 PoM Opaker uygulaması

Opak uygulamasının ardından metal üzerine presleme yapılan seramik sistemde mum modelaj (Bego Kronenwachs, Bego, Germany) safhasına geçildi. Restorasyonun son halini oluşturacak şekilde mum modelaj yapıldı. Oklüzal yüzeyde dahil olmak üzere tüm restorasyon mum modelaj ile şekillendirildi. (Resim 5.43 ve Resim 5.44)



Resim 5.43 Tamamlanmış mum modelaj

Resim 5.44 Tamamlanmış mum modelajın oklüzal görüntüsü

Restorasyonun tamamı şekillendirildikten sonra mum uçurma işlemine geçildi. Tijleme işlemi yapıldıktan sonra materyalin üretici firmasının talimatlarına göre revetman (IPS PressVest Speed Powder-Liquid, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) hazırlandı. Revetmanın sertleşmesi beklendikten sonra mum uçurma fırınına yerleştirildi. Sertleşme tamamlandıktan sonra revetman ön ısıtma fırınında (Renfert, Magma, Germany) 900°C'de 1 saat tutuldu. Mum uçurma işlemi tamamlandı. Mum uçurma işlemi tamamlandıktan sonra porselen ingot (IPS InLine PoM, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) revetman içine yerleştirilerek 500°C'de 25 dakikada presleme işlemi yapıldı. (Resim 5.45, Resim 5.46)



Resim 5.45 PoM ingotun revetmana yerleştirilmesi Resim 5.46 Presleme işlemi

Presleme yapıldıktan sonra revetmanın oda sıcaklığında soğuması beklendi. Daha sonra revetman kesilerek restorasyonun tesviye işlemlerine geçildi. (Resim 5.47) Tesviye işlemleriyle birlikte restorasyon tamamlandı. (Resim 5.48)



Resim 5.47 Tesviye işlemleri

Resim 5.48 Bitmiş PoM restorasyon

5.2.3.2.3. Zirkonyum alt yapılı restorasyonların üst yapı hazırlığı

Zirkonyum alt yapılar (ZirCAD) tamamlandıktan sonra adaptasyon ölçümleri yapıldı ve laboratuarda üst yapı uygulamasına geçildi.

ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) alt yapıların üzerine firmanın talimatları doğrultusunda üst yapı porseleni olarak bir floroapatit cam seramik olan ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyali presleme sistemiyle uygulandı.

Öncelikle hazırlanan alt yapılar buhar yardımıyla temizlendi. Temizlenen alt yapıların üzerine mum modelaj (Bego Kronenwachs, Bego, Germany) yaparak tam anatomik yapıda kontur verildi.

Tam anatomik olarak hazırlanan mum modelajlar tipleme işlemine geçildi. Firmanın talimatlarına göre hazırlanan revetman (IPS PressVest Speed Powder-Liquid) içine yapılan tipleme alındı. Mum uçurma işlemi için sertleşen revetman ön ısıtma fırınına yerleştirildi. Ön ısıtma fırınında 850°C'de 40 dakika bekletildi. Revetmanın soğuması bekletilmeden 1 dakika içerisinde presleme işlemine geçildi.

Presleme işleminde kullanılacak blok miktarını ve ağırlığını belirlemek için zirkonyum altyapılar herhangi bir işleme tabi tutulmadan önce ağırlığı ölçüldü. Daha sonra tipleme işlemi yapıldıktan sonra da ağırlığı ölçüldü. Böylelikle mum modelaj yapılan bölge için gerekli blok seçildi. Blok seçimi yapıldıktan sonra revetman presleme fırınına yerleştirildi. Revetmanın üzerine de ZirPress ingot yerleştirildi.

Presleme programı başlatılıp tamamlanması beklendi. Presleme programı tamamlanınca sıcak revetmanın soğuması için 90 dakika oda sıcaklığında bırakıldı. Soğutulduktan sonra revetman kesilerek restorasyon çıkartıldı. Separator diskler ile tijlerden ayrılarak restorasyon son haline ulaştı. (Resim 5.49 ve Resim 5.50)



Resim 5.49 Tesviye işlemleri



Resim 5.50 Tamamlanmış restorasyon

5.2.4. Replikaların elde edilmesi

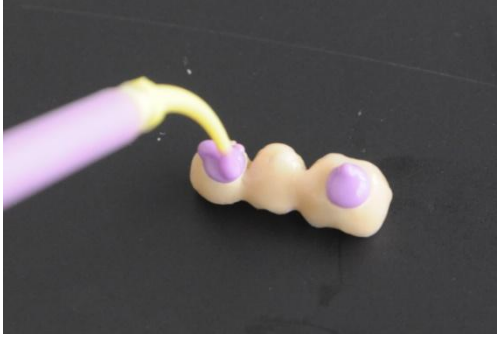
Çalışmada replika ile marjinal ve iç uyum tespiti hem alt yapılar hem de üst yapılar tamamlandıktan sonra ayrı ayrı yapıldı. Replika tekniği için ince ve çok ince kıvamlı ölçü malzemeleri kullanıldı. (Resim 5.51)



Resim 5.52: Ölçü malzemeleri

Hazırlanan alt yapıların iç kısmına çok ince kıvamlı ilave silikon malzemesi (Elite HD Super Light Body, Zhermack, Badia Polesine, Italy) dolduruldu ve ana model üzerine yerleştirildi. (Resim 5.52 ve Resim 5.53) Silikon malzemesinin sertleşmesi süresince pontik bölgesinden parmak basıncı uygulandı. Silikonun sertleşmesinin tamamlandıktan sonra ince kıvamlı silikon malzemesi restorasyonun iç yüzeyinde kalacak şekilde model üzerinden çıkarıldı. (Resim 5.54) Silikon

malzemesinin iç kısmı ölçüm yapılırken ayırt edebilmek için farklı renkte orta kıvamlı bir ilave silikon ölçü malzemesi (Elite HD Light Body, Zhermack, Badia, Polesine) ile doldurularak desteklendi. (Resim 5.55) Orta kıvamlı silikon malzemesinin sertleşmesinden sonra replikanın bir bütün halinde restorasyondan ayrılabilmesi için koyu kıvamlı ilave silikon malzemesinin (Elite HD Putty, Zhermack, Badia Polesine, Italy) içerisine gömülerek sabitlendi. (Resim 5.56) Koyu kıvamlı silikon malzemesinin sertleşmesi sonrasında köprü restorasyonları silikon replikanın üzerinden çıkarıldı. Silikon replika oluşturuldu. (Resim 5.57) Elde edilen silikon replika içerisine orta kıvamlı ilave silikon malzemesi (Elite HD Light Body, Zhermack, Badia, Polesine) doldurularak replika tamamlandı. (Resim 5.58 ve Resim 5.59)



Resim 5.52: Çok ince kıvamlı ölçü malzemesi ile restorasyonun iç yüzeyinin doldurulması



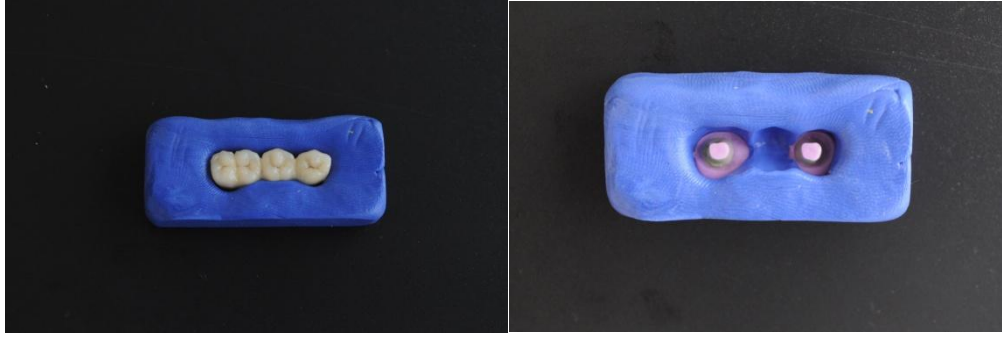
Resim 5.53: Silikonun modele yerleştirilmesi



Resim 5.54: Silikon malzemesi restorasyonun içinde kalacak şekilde modelden çıkarılması

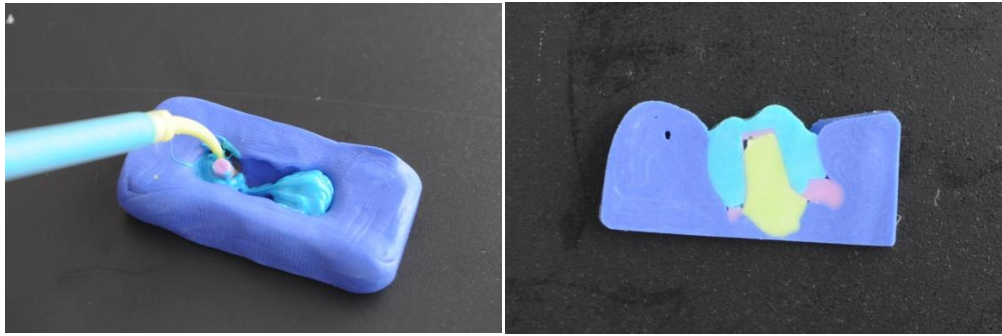


Resim 5.55: İnce kıvamlı silikon malzemesi ile desteklenmesi



Resim 5.56: Restorasyon koyu kıvamlı ölçü malzemesine gömülmesi

Resim 5.57: Hazırlanan replikanın görüntüsü



Resim 5.58: Replikanın ince kıvamlı ölçü malzemesi ile desteklenmesi

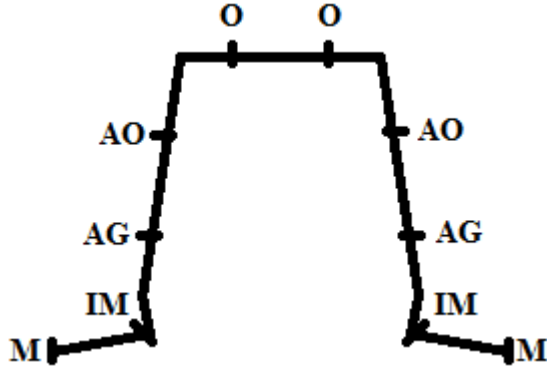
Resim 5.59: Kesit alınmış replika görüntüsü

5.2.5. Silikon replikaların mikroskopik değerlendirilmesi

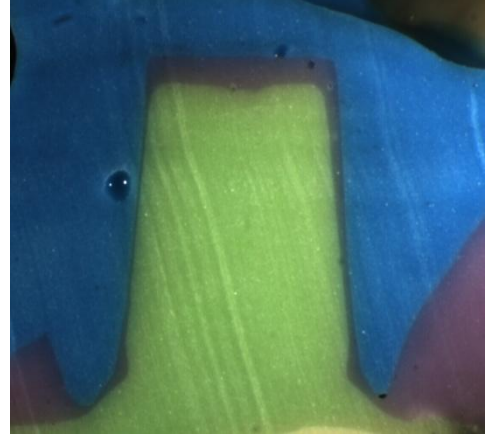
Silikon replikalar önce mesiodistal yönde orta noktadan kesilerek ilk kesitler alındı. Mesiodistal kesitten ölçümler alındıktan sonra silikon parçalar kesildiği yerden iğne yardımıyla birleştirilip bukkolingual yönde yeni bir kesit alındı.

Her iki kesitten 10'ar farklı noktadan olmak üzere her diş üzerinden toplamda 40'ar ölçüm yapıldı. Bu ölçüm noktalarının 2'ser tanesi marjinal bölgeden, 2'ser tanesi oklüzal bölgeden, 2'ser tanesi intermarjinal bölgeden ve 4'er tanesi aksiyal bölgeden belirlendi. Ölçüm noktaları ve kesitin mikroskop altındaki görüntüsü aşağıda belirtilmiştir. (Resim 5.60 ve Resim 5.61) Alınan ölçüm noktalarından optik

okuyucusu X 1.6, mikroskop büyütmesi X 24, ekran büyütmesi X 51.40 olan ışık mikroskobu (Stereomikroskop, Leica Optical Microscope, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, England) ile ölçümler elde edildi.



Resim 5.60: Ölçüm noktaları; M: marjinal, IM: İntermarjinal, AG: Aksiyo-gingival, AO: Aksiyo-oklüzal, O: Oklüzal



Resim 5.61: Kesitin mikroskop görüntüsü

5.2.6. İstatistiksel analiz

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS istatistik programı (version 11.5, SPSS Inc., Chicago, Illinois, United States) kullanılarak yapıldı.

Bütün noktalardan alınan ölçümlerin ortalama değerleri hesaplanarak; ortalama oklüzal, aksiyo-gingival, aksiyo-oklüzal, intermarjinal ve marjinal adaptasyon değerleri elde edildi. Ölçüm sonuçlarından elde edilen değişim değerlerinin istatistiksel değerlendirmesi için ANOVA testi kullanıldı ($P < 0.05$). Gruplar arasındaki farkların incelenmesinde LSD analiz yöntemi kullanıldı.

6.BULGULAR

6.1. Işık Mikroskobu ile Elde Edilen Ölçümlerin İncelenmesi

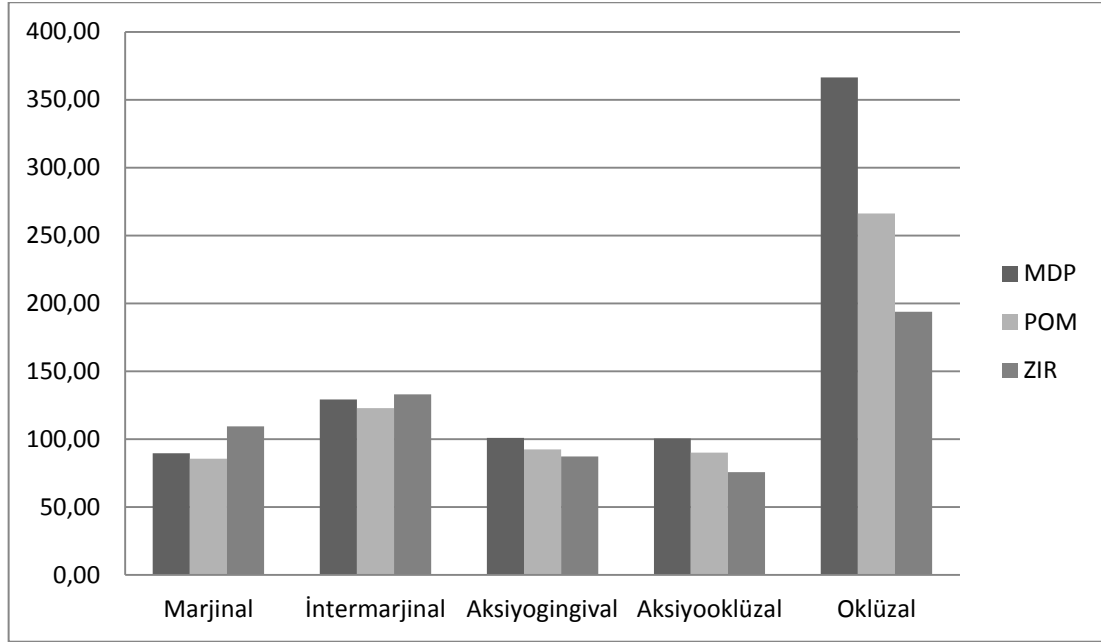
Çalışmamızda sadece bir adet implant sistemi (Astra Tech AB, Molndal, Sweden) kullanarak 3 ve 4 üyeli restorasyonların hazırlanacağı modeller hazırlanmıştır. Bu modeller üzerine metal destekli seramik, zirkonyum alt yapıli seramik ve press-on-metal olmak üzere üç farklı restorasyon tipi hazırlanmıştır. Konvansiyonel metal destekli porselen restorasyon (MDP) 3 ve 4 üyeli, zirkonyum alt yapıli restorasyon (ZIR) 3 ve 4 üyeli, metal üzerinde preslenmiş seramik restorasyon (PoM) 3 ve 4 üyeli gruplar için 10'ar adet toplamda 60 adet implant destekli protezler hazırlandı. Hazırlanan restorasyonlardan iç ve marjinal uyum ölçümleri yapılarak her bir restorasyon içinden alt yapılar hazırlandıktan ve restorasyon yapıldıktan sonra ayrı ayrı 80'er toplamda 160 ölçüm yapılmıştır. Tüm restorasyonlardan toplamda 9600 ölçüm yapıldı. Restorasyon yapılan materyal tiplerine göre elde edilen iç uyum değerleri Tablo 6.1.a. ve Şekil 6.1.a. da gösterilmiştir.

Tablo 6.1.a. : Restorasyonların yapıldığı materyalin tipine göre elde edilen iç ve marjinal uyum değerlerinin ortalama ve standart sapması, istatistiksel olarak karşılaştırılması (Independent Samples Test, $p < 0.05$)

Ölçüm bölgesi	Restorasyon	Sayı	Ortalama(μ m)	Std.Sapma	Std.Hata	P değeri
M	MDP	320	89,600	23,432	5,866	0,004*
	POM	320	85,572	24,308		
	ZIR	320	109,296	46,444		
IM	MDP	320	129,170	14,627	1,496	0,228
	POM	320	122,757	27,513		
	ZIR	320	132,885	33,695		
AG	MDP	320	100,859	21,337	4,726	0,011*
	POM	320	92,487	18,244		
	ZIR	320	87,125	20,695		
AO	MDP	320	100,391	18,842	18,172	0,001*
	POM	320	90,042	21,151		
	ZIR	320	75,701	14,587		
O	MDP	320	366,338	95,890	33,047	0,000
	POM	320	266,132	115,836		
	ZIR	320	193,893	67,967		
pM	MDP	160	85,334	46,126		
	POM	160	86,515	45,150		
	ZIR	160	99,163	53,981		
pIM	MDP	160	123,823	41,777		
	POM	160	120,220	46,556		
	ZIR	160	126,764	42,857		
pAG	MDP	160	102,282	48,429		
	POM	160	90,191	45,679		
	ZIR	160	82,741	41,388		
pAO	MDP	160	105,986	54,793		
	POM	160	92,776	48,347		
	ZIR	160	72,657	39,133		
pO	MDP	160	356,883	105,919		
	POM	160	249,224	121,746		
	ZIR	160	165,032	68,894		
mM	MDP	160	93,870	48,665		
	POM	160	84,632	38,825		
	ZIR	160	119,431	68,495		
mIM	MDP	160	134,517	42,863		
	POM	160	125,294	37,967		
	ZIR	160	139,006	54,037		
mAG	MDP	160	99,456	47,484		
	POM	160	94,785	42,227		
	ZIR	160	91,514	48,995		
mAO	MDP	160	94,797	55,650		
	POM	160	87,312	50,709		
	ZIR	160	78,749	37,430		
mO	MDP	160	375,792	122,353		
	POM	160	283,040	133,976		
	ZIR	160	222,753	95,450		

(Marjinal: M, İntermarjinal: IM, Aksiyo-gingival: AG, Aksiyo-oklüzal: AO, Oklüzal: O, Premolar: p, Molar: m, MDP: Metal destekli porselen, POM: Metal üzerine pres porselen, ZIR: Zirkonyum alt yapı porselen)

Şekil 6.1.a. : Restorasyon materyaline göre elde edilen iç ve marjinal uyum değerlerinin ortalaması



Marjinal kenarlardan alınan ölçümlerin ortalaması değerlendirildiğinde MDP restorasyonlar için $89.600 \mu\text{m} \pm 23.432 \mu\text{m}$, POM restorasyonlar için $85.572 \mu\text{m} \pm 24.308 \mu\text{m}$, ZIR restorasyonlar için $109.296 \mu\text{m} \pm 46.444 \mu\text{m}$ aralıklar gözlemlendi.

Ortalama iç uyum değerlendirmelerinde ise MDP grubunda $129.170 \mu\text{m} \pm 14.627 \mu\text{m}$ (IM), $100.859 \mu\text{m} \pm 21.337 \mu\text{m}$ (AG), $100.391 \mu\text{m} \pm 18.842 \mu\text{m}$ (AO), $366.338 \mu\text{m} \pm 95.890 \mu\text{m}$ (O) olarak tespit edildi. POM grubunda $122.757 \mu\text{m} \pm 27.513 \mu\text{m}$ (IM), $92.487 \mu\text{m} \pm 18.244 \mu\text{m}$ (AG), $90.042 \mu\text{m} \pm 21.151 \mu\text{m}$ (AO), $266.132 \mu\text{m} \pm 115.836 \mu\text{m}$ (O) olarak tespit edildi. ZIR grubunda ise $132.885 \mu\text{m} \pm 33.695 \mu\text{m}$ (IM), $87.125 \mu\text{m} \pm 20.695 \mu\text{m}$ (AG), $75.701 \mu\text{m} \pm 14.587 \mu\text{m}$ (AO), $193.893 \mu\text{m} \pm 67.967 \mu\text{m}$ (O) olarak tespit edildi.

Marjinal ve iç uyum değerlerinin kullanılan farklı materyallere göre gruplar arasındaki farklarının istatistiksel olarak incelenmesi Tablo 6.1.b. de verilmiştir. En yüksek aralıklar oklüzal yüzeyden alınan ölçümlerde tespit edildi. Gruplar arasındaki marjinal uyum değerlendirmelerinde POM ile ZIR grupları arasında ve MDP ile ZIR grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p=0.001$, $p=0.007$) MDP ile POM grupları arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Gruplar arasındaki iç uyum ölçümleri değerlendirildiğinde MDP ve ZIR grupları arasında AG ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark ($p=0.003$) bulunmuştur. İç uyum

ölçümlerinin değerlendirilmesinde AO ve O ölçümlerinde tüm gruplar arasında (MDP-POM, MDP-ZIR, POM-ZIR) istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur (AO ölçümleri için $p=0.015$, $p=0.001$ ve $p=0.001$)(O ölçümleri için $p=0.001$, $p=0.001$ ve $p=0.001$). Ölçümü yapılan diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunamamıştır.

Tablo 6.1.b. : Marjinal ve iç uyum değerlerinin kullanılan farklı materyallere göre gruplar arasındaki farklarının istatistiksel olarak incelenmesi. (LSD, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	Materyal grupları	P değeri
M	MDP X POM	0.577
	MDP X ZIR	0.007*
	POM X ZIR	0.001
IM	MDP X POM	0.268
	MDP X ZIR	0.520
	POM X ZIR	0.082
AG	MDP X POM	0.068
	MDP X ZIR	0.003*
	POM X ZIR	0.241
AO	MDP X POM	0.015*
	MDP X ZIR	0.001*
	POM X ZIR	0.001*
O	MDP X POM	0.001*
	MDP X ZIR	0.001*
	POM X ZIR	0.001*

Restorasyonların üye sayısına göre çıkan sonuçlar ve istatistikleri Tablo 6.1.c. de gösterilmiştir. Restorasyonlar üye sayısına göre değerlendirildiğinde alınan ölçümler sonucunda 3 üyeli restorasyonların marjinal bölgesinde ortalama $91.336 \mu\text{m} \pm 32.128 \mu\text{m}$, 4 üyeli restorasyonların marjinal bölgesinde ise ortalama $98.309 \mu\text{m} \pm 36.619 \mu\text{m}$ aralık tespit edildi. Ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir.

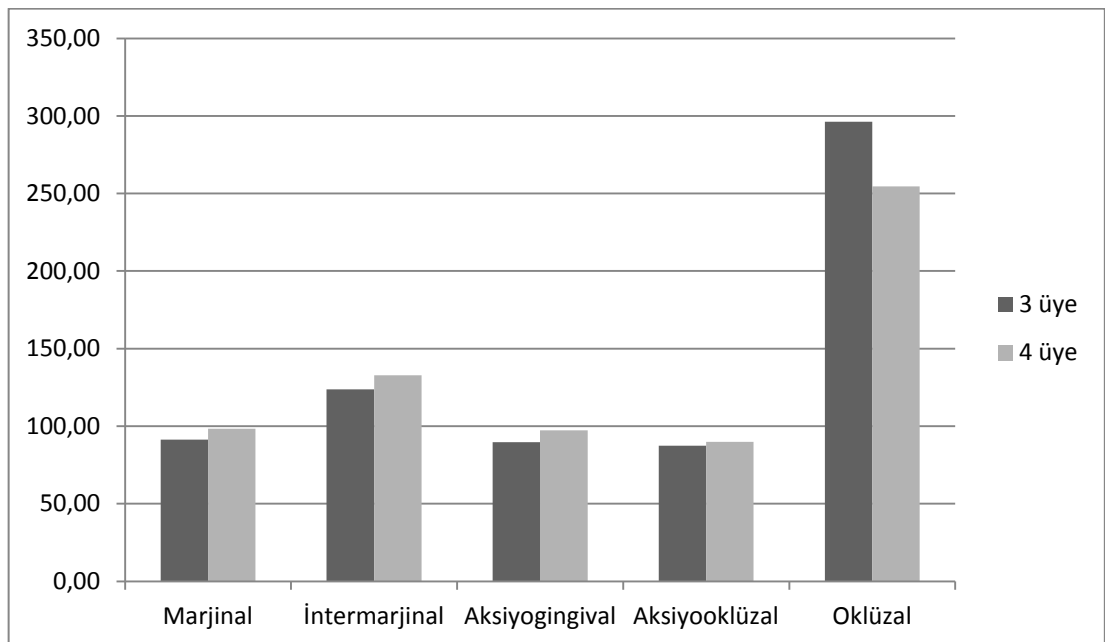
Üye sayısına göre yapılan iç uyum ölçümlerinin değerlendirilmesinde 3 üyeli restorasyonlarda $123.652 \mu\text{m} \pm 26.082 \mu\text{m}$ (IM), $89.666 \mu\text{m} \pm 20.131 \mu\text{m}$ (AG), $87.501 \mu\text{m} \pm 19.233 \mu\text{m}$ (AO), $296.301 \mu\text{m} \pm 117.395 \mu\text{m}$ (O) aralık tespit edilirken 4 üyeli restorasyonlarda $132.889 \mu\text{m} \pm 26.537 \mu\text{m}$ (IM), $97.315 \mu\text{m} \pm 20.833 \mu\text{m}$ (AG), $89.922 \mu\text{m} \pm 22.508 \mu\text{m}$ (AO), $254.608 \mu\text{m} \pm 116.209 \mu\text{m}$ (O) aralık tespit

edildi. İstatistiksel olarak karşılaştırıldıklarında sadece AG grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. (p=0.043)

Tablo 6.1.c. : Yapılan restorasyonların üye sayısına göre elde edilen marjinal ve iç uyum değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları ve istatistiksel olarak değerlendirmesi.

Ölçüm bölgesi	Üye sayısı	Sayı	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	P değeri
M	3 üye	480	91,336	32,128	1,229	0,270
	4 üye	480	98,309	36,619		
IM	3 üye	480	123,652	26,082	3,697	0,057
	4 üye	480	132,889	26,537		
AG	3 üye	480	89,666	20,131	4,183	0,043*
	4 üye	480	97,315	20,833		
AO	3 üye	480	87,501	19,233	0,401	0,528
	4 üye	480	89,922	22,508		
O	3 üye	480	296,301	117,395	3,822	0,053
	4 üye	480	254,608	116,209		

Şekil 6.1.b. : Restorasyonların üye sayısına göre elde edilen marjinal ve iç uyum değerlerinin ortalaması



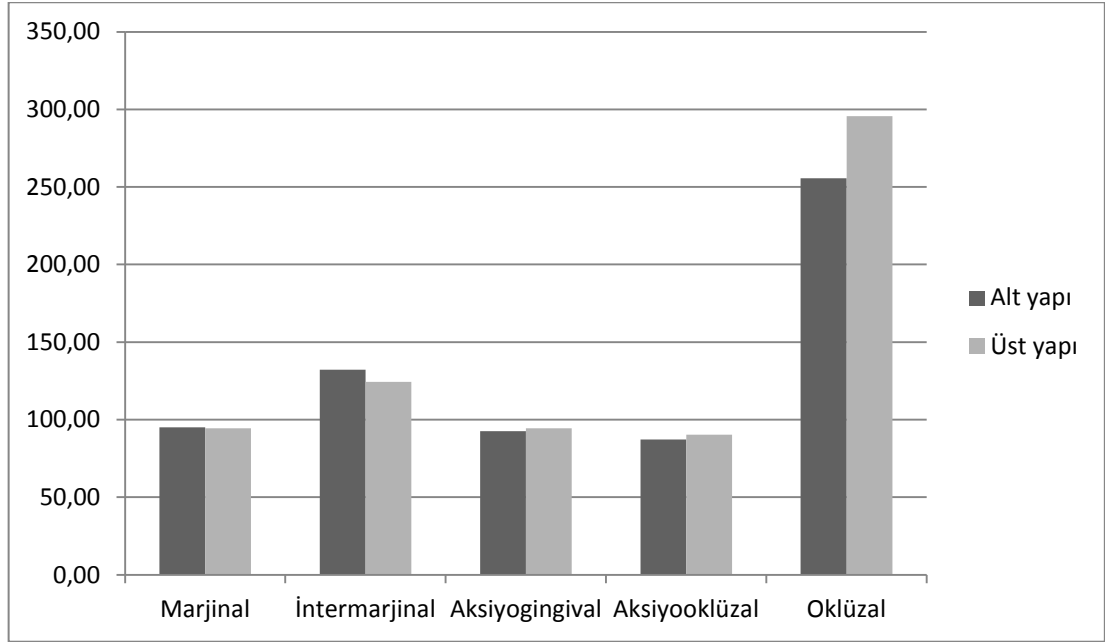
Restorasyonlardan alınan ölçümleri alt yapı ve üst yapı işleminden sonra olarak ayrı ayrı ayırdıktan sonra ortaya çıkan sonuçların istatistiksel değerlendirmesi Tablo 6.1.d. de verilmiştir. Çalışmamızda marjinal ve iç uyum ölçümleri alt yapı yapıldıktan sonra ve üst yapı yapıldıktan sonra ayrı ayrı alınmıştır. Alınan ölçümlerin değerlendirilmesinde tüm restorasyonların marjinal bölgesinde $95.104 \mu\text{m} \pm 40.941 \mu\text{m}$ alt yapılar sonrasında, $94.541 \mu\text{m} \pm 26.863 \mu\text{m}$ üst yapılar sonrasında aralık tespit edildi. İki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.

İç uyum değerlendirilmesinde ise alt yapılar sonrasında $132.227 \mu\text{m} \pm 31.294 \mu\text{m}$ (IM), $92.573 \mu\text{m} \pm 22.672 \mu\text{m}$ (AG), $87.188 \mu\text{m} \pm 19.911 \mu\text{m}$ (AO), $255.638 \mu\text{m} \pm 114.202 \mu\text{m}$ (O) aralıklar tespit edildi. Restorasyonların üst yapıları tamamlandıktan sonra alınan ölçümlerde ise $124.314 \mu\text{m} \pm 20.414 \mu\text{m}$ (IM), $94.408 \mu\text{m} \pm 18.796 \mu\text{m}$ (AG), $90.235 \mu\text{m} \pm 21.870 \mu\text{m}$ (AO), $295.271 \mu\text{m} \pm 119.705 \mu\text{m}$ (O) aralıklar tespit edildi. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilememiştir.

Tablo 6.1.d. : Yapılan ölçümlerin ayrı ayrı alt yapıları ve üst yapıları yapıldıktan sonra elde edilen marjinal ve iç uyum değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları ve istatistiksel olarak değerlendirmesi.

Ölçüm bölgesi	Alt yapı-üst yapı	Sayı	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	P değeri
M	Alt yapı	480	95,104	40,941	0,008	0,929
	Üst yapı	480	94,541	26,863		
IM	Alt yapı	480	132,227	31,294	2,691	0,104
	Üst yapı	480	124,314	20,414		
AG	Alt yapı	480	92,573	22,672	0,233	0,630
	Üst yapı	480	94,408	18,796		
AO	Alt yapı	480	87,188	19,911	0,637	0,427
	Üst yapı	480	90,235	21,870		
O	Alt yapı	480	255,638	114,202	3,443	0,066
	Üst yapı	480	295,271	1169,705		

Şekil 6.1.c. : Yapılan ölçümlerin alt yapı ve üst yapı işlemleri sonrası ortaya çıkan ortalamaları



Konvansiyonel metal destekli restorasyonların üst yapı uygulandıktan sonra iç ve marjinal uyumlarında oluşan değişikliklerin değerlendirilmesi Tablo 6.1.e. ve Tablo 6.1.f. 'de verilmiştir. Alt yapılar hazırlandıktan sonra ve üst yapılar hazırlandıktan sonra alınan ölçümlerin materyallere göre değerlendirilmesinde MDP grubunda marjinal, intermarjinal, aksiyal ve oklüzal bölgelerin tümünde uyumun üst yapı fırınlanması sonrasında kötüye gittiği görülmüştür. MDP alt yapıların marjinal aralık ortalaması $75.38 \mu\text{m} \pm 16.62 \mu\text{m}$ iken üst yapı uygulaması sonrası marjinal aralık ortalaması $103.82 \mu\text{m} \pm 20.63 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. MDP alt yapıların oklüzal aralık ortalaması $335.62 \mu\text{m} \pm 101.60 \mu\text{m}$ iken üst yapı uygulaması sonrası oklüzal aralık ortalaması $397.06 \mu\text{m} \pm 81.03 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Ulaşılan bu sonuç marjinal ve oklüzal bölgede istatistiksel olarak da anlamlı bulunmuştur ($p=0.005$, $p=0.041$).

Metal üzerine preslenmiş seramik restorasyonların üst yapı uygulandıktan sonra iç ve marjinal uyumlarında oluşan değişikliklerin değerlendirilmesi Tablo 6.1.e. ve Tablo 6.1.f. 'de verilmiştir. POM grubunda ise üst yapı uygulaması sonrasında marjinal ve intermarjinal bölgedeki aralıklar alt yapı ölçümüne göre azalırken aksiyal bölgede hiçbir değişim olmamış, oklüzal bölgede ise aralık bir miktar artmıştır. POM

alt yapıların marjinal aralık ortalaması $89.57 \mu\text{m} \pm 29.06 \mu\text{m}$ iken üst yapı preslemesi sonrasında marjinal aralık ortalaması $81.58 \mu\text{m} \pm 18.30 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Elde edilen sonuçlarda azalma görülmesine karşın istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0.428$). POM alt yapıların oklüzal aralık ortalaması ise $247.59 \mu\text{m} \pm 106.96 \mu\text{m}$ iken üst yapı presleme işlemi tamamlandıktan sonra oklüzal aralık ortalaması $284.68 \mu\text{m} \pm 124.01 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Ancak bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.214$).

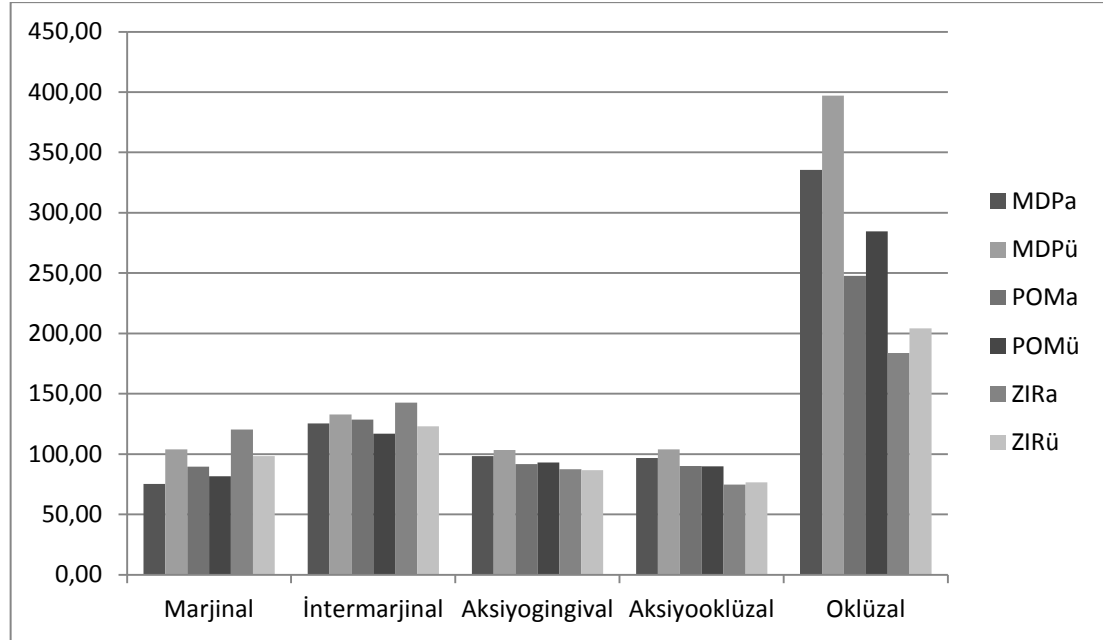
Zirkonyum destekli porselen restorasyonların üst yapı uygulandıktan sonra iç ve marjinal uyumlarında oluşan değişikliklerin değerlendirmesi Tablo 6.1.e. ve Tablo 6.1.f. 'de verilmiştir. ZIR grubunda üst yapı uygulaması sonrasında marjinal ve intermarjinal bölgedeki aralıklar alt yapı ölçümüne göre azalırken aksiyal bölgede herhangi bir değişime rastlanmamıştır. Oklüzal bölgede ise aralık artmıştır. ZIR alt yapıların marjinal aralık ortalaması $120.36 \mu\text{m} \pm 54.51 \mu\text{m}$ iken üst yapı presleme işlemi sonrasında bu değer $98.23 \mu\text{m} \pm 34.62 \mu\text{m}$ olarak tespit edilmiştir. Elde edilen bu sonuç istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0.030$). ZIR alt yapıların oklüzal aralık ortalaması $1830.71 \mu\text{m} \pm 80.55 \mu\text{m}$ iken üst yapı preslemesi sonrasında oklüzal aralık ortalaması $204.08 \mu\text{m} \pm 52.68 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Elde edilen bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0.494$).

Tablo 6.1.e. : Restorasyonların üst yapı uygulaması sonucunda iç ve marjinal uyumundaki değişikliklerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.

Ölçüm bölgesi	Restorasyon alt yapı-üst yapı	Sayı	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	P değeri
M	MDPa	160	75,385	16,618	5,258	0,001*
	MDPü	160	103,816	20,626		
	POMa	160	89,568	29,061		
	POMü	160	81,576	18,295		
	ZIRa	160	120,360	54,508		
	ZIRü	160	98,232	34,624		
IM	MDPa	160	125,398	15,978	2,348	0,045*
	MDPü	160	132,942	12,406		
	POMa	160	128,629	31,914		
	POMü	160	116,885	21,510		
	ZIRa	160	142,655	39,876		
	ZIRü	160	123,116	23,226		
AG	MDPa	160	98,335	24,569	1,989	0,085
	MDPü	160	103,382	17,818		
	POMa	160	91,800	17,409		
	POMü	160	93,174	19,471		
	ZIRa	160	87,584	25,054		
	ZIRü	160	86,667	15,842		
AO	MDPa	160	96,766	18,759	7,516	0,001*
	MDPü	160	104,016	18,685		
	POMa	160	90,105	17,342		
	POMü	160	89,980	24,849		
	ZIRa	160	74,694	17,566		
	ZIRü	160	76,708	11,229		
O	MDPa	160	335,621	101,599	14,853	0,001*
	MDPü	160	397,055	81,025		
	POMa	160	247,587	106,955		
	POMü	160	284,678	124,011		
	ZIRa	160	183,706	80,550		
	ZIRü	160	204,079	52,683		

(Metal destekli porselen alt yapı: MDPa, Metal destekli porselen üst yapı: MDPü
Press-on-metal alt yapı: POMa, Press-on-metal üst yapı: POMü, Zirkonyum destekli porselen alt yapı: ZIRa, Zirkonyum destekli porselen üst yapı: ZIRü)

Şekil 6.1.d. : Materyallere göre üst yapı fırınlanması öncesi ve sonrası iç ve marjinal uyum ölçümleri.



Tablo 6.1.f. : Materyallere göre üst yapı uygulaması sonucunda oluşan farklılıkların istatistiksel olarak değerlendirilmesi. (LSD, $p < 0,05$)

Ölçüm bölgesi	Materyal grupları	P değeri
M	MDPa X MDPü	0.005*
	POMa X POMü	0.428
	ZIRa X ZIRü	0.030*
İM	MDPa X MDPü	0.359
	POMa X POMü	0.154
	ZIRa X ZIRü	0.019*
AG	MDPa X MDPü	0.434
	POMa X POMü	0.831
	ZIRa X ZIRü	0.887
AO	MDPa X MDPü	0.218
	POMa X POMü	0.983
	ZIRa X ZIRü	0.731
O	MDPa X MDPü	0.041*
	POMa X POMü	0.214
	ZIRa X ZIRü	0.494

Tablo 6.1.g. : Farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırılması
(Univariate Analysis of Variance) ($p < 0.05$)

Source	Dependent Variable	Type III Sum of squares	df	Mean square	F	sig.	Observed Power
Corrected model	M	29567,381 ^a	11	2687,944	2,594	,006	,958
	IM	12583,220 ^b	11	1143,929	1,724	,077	,816
	AG	6685,002 ^c	11	607,727	1,472	,153	,735
	AO	14080,527 ^d	11	1280,048	3,656	,000	,995
	O	777113,508 ^e	11	70646,683	8,622	,000	1,000
intercept	M	1078958,677	1	1078958,677	1041,273	,000	1,000
	IM	1974398,540	1	1974398,540	2975,575	,000	1,000
	AG	1048851,221	1	1048851,221	2540,537	,000	1,000
	AO	944364,079	1	944364,079	2697,521	,000	1,000
	O	9105005,261	1	9105005,261	1111,228	,000	1,000
Error	M	111908,697	108	1036,192			
	IM	71661,782	108	663,535			
	AG	44587,395	108	412,846			
	AO	37809,273	108	350,086			
	O	884913,371	108	8193,642			
Total	M	1220434,756	120				
	IM	2058643,543	120				
	AG	1100123,618	120				
	AO	996253,879	120				
	O	10767032,140	120				
Corrected total	M	141476,078	119				
	IM	84245,003	119				
	AG	51272,397	119				
	AO	51889,799	119				
	O	1662026,879	119				

7.TARTIŞMA

İmplant destekli protezler özellikle posterior bölgede yaşanan diş eksikliklerinde hareketli parsiyel protez kullanmak istemeyen ve kullanamayan hastalarda çok iyi bir alternatif haline gelmiştir. Bu tarz implant destekli protezlerle de uzun dönem yüksek başarı sağlandığını bildiren çalışmalar mevcuttur (Belser ve ark. 2000; Karl ve ark. 2006; Pjetursson ve ark. 2012). Uzun dönem tabiri 5 yıllık bir takip dönemi olarak belirtilmiştir (Pjetursson ve ark. 2012).

İn vitro çalışmalarda klinik şartların mümkün olabildiğince taklit edilmesi gerekmektedir. Araştırmalarda ölçüm yapılabilecek implant destekli restorasyonları yapmak amacıyla implantlar epoksi rezinden oluşturulmuş çene modelleri üzerine yerleştirilmiştir (Kahramanoğlu 2010; Abduo ve ark. 2011; Akalin ve ark. 2013). Çalışmamızda da implantların yerleştirilmesi için çene kemiğini iyi taklit ettiği düşünülerek epoksi model hazırlanmıştır (Heckmann ve ark. 2004).

İn vitro çalışmalarda, restorasyonun standardizasyonu önemli kriterlerden biridir. Araştırmalarda implantların epoksi rezin içine paralel yerleştirilmesi işlemi için paralelometre kullanılmıştır (Kahramanoğlu 2010). Çalışmamızda da implantların yerleştirilmesi işlemi paralelometreye yerleştirilen anguldruva ile birbirine tam paralel şekilde yapılmıştır.

Araştırmacılar restorasyonların daha çok marjinal adaptasyonunu incelemiş olsalar da internal adaptasyonu, restorasyonun pasif bir şekilde oturup oturmadığını da sıklıkla incelemişlerdir. İnternal adaptasyon veya iç uyum restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için önemli bir kriterdir. İnternal uyumun tüm restorasyon içerisinde üniform bir şekilde olması ve böylelikle restorasyonun pasif bir şekilde abutment üzerine oturması önemlidir. Çalışmamızda implantlar paralelometre yardımıyla yerleştirilerek implantların açısallıklarının uyumu etkilemesi önlenmiştir.

Birden fazla implant tarafından desteklenen köprü şeklindeki restorasyonların marjinal uyumunun değerlendirilmesi; ölçü tekniği, ölçü materyali, abutmentin basamak şekli gibi birçok etkenden etkilenebilmektedir (Millington ve Leung 1995;

Tan 1995; Wee 2000). Çalışmamızda yan faktörlerin çalışmaya etki etmemesi için tek bir abutment içeren çalışma modeli hazırlanmıştır.

İmplant destekli restorasyonların ölçülerinin alınmasında ilave silikon ve polieter esaslı ölçü materyalleri yüksek boyutsal stabiliteleri, dayanıklılıkları açısından tercih edilmektedir (Lee ve ark. 2008; Sener 2008

; Holden ve ark. 2009; Lee ve ark. 2009; Kahramanoğlu 2010). Çalışmamızda implant üstü restorasyonlar için ölçü alımında ilave reaksiyonlu silikon ile tek aşamalı kapalı kaşık ölçü sistemi kullanılmıştır.

Yalnızca zirkonyum destekli restorasyonlar için silikon ile ölçü alınmamıştır. Bazı firmalar ölçü alımı için ve ölçü işlemini direkt olarak bilgisayara aktarmak için optik tarayıcıları mevcuttur. Bu sistemle yapılan optik tarama işlemiyle çok doğru ve net ölçüler alabilmek mümkündür (Akbar ve ark. 2006; Trifkovic ve ark. 2010). Çalışmamızda da ZirCAD alt yapılar için ölçü alımında CEREC sisteminin optik okuyucusu (BlueCAM) kullanılmıştır.

Ölçü ve döküm aşaması sırasında oluşabilecek problemleri en aza indirmek, siman aralığını standardize etmek ve döküm hassasiyetini sağlayabilmek için üretici firmalar kendi döküm kopinglerinin kullanılmasını tavsiye etmektedirler. Çalışmamızda da ASTRA firmasının ölçü kopingleri kullanılarak siman aralığı standardize edilmiştir. Ancak ölçüm yaptığımız zirkonyum destekli restorasyonlarda optik ölçü alındığı için koping kullanılmamıştır.

İmplant üstü sabit protezlerde metal destekli seramik materyaller ve tam seramik materyaller kullanılabilir. Kullanılan restorasyonlarda estetik ve dokuya uyumluluk kriterlerinin daha fazla aranması, materyaller üzerinde daha fazla çalışma yapılmasına ve yeni materyaller kullanılmasına neden olmuştur. Posterior bölgede hem estetik olması hem de kırılma olmaması nedeniyle zirkonyum alt yapı tam seramik sistemler sıklıkla tercih edilmektedir. Çalışmamızda da posterior bölgede yapılan üç ve dört üyeli köprü restorasyonları için zirkonyum alt yapı restorasyonlar kullanılmıştır.

Zirkonyum alt yapılar CAD/CAM yöntemi kullanılarak yada MAD/MAM yöntemi kullanılarak kompozit veya akrilikten şekil verilerek tasarlanabilirler. CAD/CAM sistemiyle tasarlanan zirkonyum alt yapılar bir frezeleme ünitesiyle

kazınırlar ve tasarlanan şekle getiririlirler. Bu kazıma işlemi kullanılan zirkonyum alt yapı firmasının bloklarının yapısına göre sinterlenmiş yada yarı sinterlenmiş bloklardır (Sundh ve ark. 2005; Conrad ve ark. 2007). Bazı firmalar ve araştırmacılar sinterlemeden sonra kazıma işlemi yapılmasının sinterlemeden sonra oluşabilecek büzülmenin önüne geçildiği için marjinal uyumu açısından avantajlı olduğunu belirtmişlerdir (Besimo ve ark. 2001; Sener 2008

). Bazı firmalar ve araştırmacılar ise sinterlenmiş zirkonyumu frezelemenin zirkonyumun yapısını bozacağını ve çatlaklar oluşturabileceğini belirtmektedirler (Luthardt ve ark. 2004). Manhart ve ark. 2004 yılında yaptıkları bir retrospektif klinik başarı değerlendirme çalışmasında CAD/CAM ile üretilen seramik restorasyonların ortalama başarısızlık oranını %1,7 olarak tespit etmişlerdir (Manhart ve ark. 2004). Çalışmamızda CAD/CAM sistemiyle tasarlanan ve yine sisteme bağlı frezeleme cihazıyla yarı sinterlenmiş bloktan kazıma işlemi yapılan bir zirkonyum materyali alt yapı malzemesi olarak kullanılmıştır (ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

Esquivel-Upshaw ve ark. yaptığı klinik takip çalışmasında implant üstü 3 üyeli zirkonyum ve metal üzerine preslenmiş porselen (PoM) sistemlerin 6 ay, 1 yıl ve 2 yıllık takipleri yapılmış. Materyaller arasında yaşam ömrü açısından belirgin farklılıklar bulunmadığını bildirmişlerdir (Esquivel-Upshaw ve ark. 2013). Fahmy ve ark. çalışmalarında geleneksel veneerleme sistemi ile metal üzerine seramik presleme (PoM) yöntemini kırılmaya karşı dayanıklılık açısından karşılaştırmışlar ve sistemler arasında bir farklılık tespit etmemişler. Aynı çalışmada iki porselen sisteminin sertlik değerlendirmesinde de anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Ancak PoM sisteminin mikrosertlik değerlerini konvansiyonel seramiklere oranla daha düşük olduğunu tespit etmişlerdir (Fahmy ve Salah 2011). PoM sistemi ile yapılan çalışmalar tarandığında çok az olduğu görülmektedir. Bu sebepten dolayı çalışmamıza PoM sistemi de dahil edilmiştir.

Metal üzerine preslenmiş porselen sistemi literatürde çok fazla çalışma yapılmış bir sistem değildir. Sonuçta bir metal destekli porselen sistemi olduğu için yapılan araştırmalarda da konvansiyonel metal destekli sistemle karşılaştırma yapılmıştır. Konvansiyonel yöntemlerle veneerleme yapılan metal destekli seramik sistemler ise çok uzun yıllardır uygulanan bir sistemdir. Üzerine çok araştırma yapılmıştır.

Adaptasyon üzerine yapılan birçok çalışmada klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar elde edilmektedir. Yeni çalışmalarda, yeni ortaya çıkan tekniklerin ölçülmesinde belirleyici bir standart olarak ön plana çıkar. Zirkonyum alt yapılı tam seramik sistemler günümüzde üzerine en sık araştırma yapılan sistemlerdir. Ancak çok farklı sistem ve materyal olması nedeniyle çalışmalarda çıkan sonuçlar her zaman birbirlerine paralellik göstermeyebilir. Çalışmamızda metal üzerine preslenmiş sistemlerle zirkonyum alt yapılı tam seramik sistemlerin marjinal ve internal adaptasyonu değerlendirilmiştir. Kontrol grubu olarak konvansiyonel metal destekli seramik restorasyonlarla da karşılaştırma yapılmıştır.

Zirkonyum destekli porselen restorasyonlarda veneer porseleninde chipping oluşması çok önemli bir problemdir. Bazı çalışmalarda bunun nedeni olarak aşırı siman aralığının bulunması olarak belirtilmektedir. Genellikle siman kalınlığının artmasıyla birlikte simanın su absorpsiyonunun artışı ve böylelikle simanda hidrolitik degradasyon meydana gelerek mekanik yapının bozulmasına neden olmaktadır. Tam seramiklerin internal uyumunu değerlendiren çalışmalar mevcuttur (Martins ve ark. 2012; Yıldız ve ark. 2013). Bu çalışmalarda iç ve marjinal uyumun ölçümü aksiyal, marjinal ve oklüzal bölgelerden ölçümler yapılmıştır. Çalışmamızda da iç uyumun ölçülmesi için intermarjinal bölgeden, oklüzal bölgeden ve aksiyal bölgeden de hem gingivale hem de oklüzal yakın noktalardan ayrı ayrı olmak üzere 4 farklı bölgeden ölçümler yapıldı.

Restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonunu belirlemek için bir kaç metot mevcuttur. Genel anlamda marjinal aralık tespitinde kullanılan yöntemleri direkt ve indirekt olarak ayırabiliriz. İndirekt metotlar daha objektif sonuçların alınmasını sağlar. Alt yapıların adaptasyonunu değerlendirirken kesitsel inceleme, ölçü alınarak inceleme, replika teknikleri kullanılır. Replika yöntemi marjinal ve internal adaptasyon ölçüm yöntemleri arasında en ucuz ve en az zamana ihtiyaç duyulan yöntemdir. Ayrıca replika tekniği örneklerin bozulmasına neden olan bir yöntem değildir. İn vitro çalışmalarda genellikle marjinal adaptasyonun mikroskop altında ayrıntılı olarak incelenmesini sağlayan invaziv yöntemler kullanılmaktadır (Thordrup ve ark. 1994; Kahramanoglu ve Kulak-Ozkan 2013). Çalışmamızda da marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin ölçülmesinde replika tekniği kullanılmıştır.

Marjinal uyum çalışmalarında kesit sayısı az alınırsa restorasyonun ufak bir kısımdan alınan ölçümlerin sonucu etkilemesi yöntemin dezavantajı olarak söylenebilir (Sener 2008

). Takahashi ve ark. adaptasyona baktıkları in vitro çalışmada, implantlarla alt yapıların arasındaki boşluğun ölçüsünü almışlar ve bu ölçülerden bukkolingual ve meziodistal kesit alarak 4'e ayırmışlardır ve her abutment için 4 noktadan ölçüm yapmışlardır (Takahashi ve Gunne 2003). Çalışmamızda kesitlendirme bukkolingual ve mesiodistal olarak yapılmıştır. Her bir kesit üzerinde 10 farklı nokta belirlenip, bu noktalardan 3'er ölçüm yapılmıştır.

İndirekt olarak yapılan bu tarz değerlendirmelerde, ölçüm noktalarının sayısı ve uyumluluğu ayrıca yeniden kontrol edilebilir olması önemlidir. Yapılan bazı araştırmalarda ölçümlerdeki hata oranını belirlemek için örneklerden alınan ölçümler rastgele veya tamamıyla tekrarlanmıştır (Coli ve Karlsson 2004; Sener 2008

). Çalışmamızda da rastgele 5 örnekten alınan ölçümler yeniden yapılarak değerlendirilmiş ve sonuçların değişmediği gözlemlenmiştir.

Marjinal ve internal adaptasyon çalışmalarında replika tekniğinin uygulandığı çalışmalarda kullanılan materyal de sonucu önemli bir ölçüde etkilemektedir. Kahramanoğlu ve ark. çalışmalarında ince kıvamlı silikon ölçü materyali kullanarak replika tekniğini uygulamıştır (Kahramanoğlu 2010; Kahramanoglu ve Kulak-Ozkan 2013). Reich ve ark. ince kıvamlı ölçü ile örneklerin içini doldurduktan sonra abutment diş üzerine yerleştirmişlerdir. İnce kıvamlı ölçü maddesi sertleştikten sonra koyu kıvamlı ölçü maddesi enjekte edilerek stabilize edilmiştir (Reich ve ark. 2005). Martins ve ark. tam seramik ve metal seramik sistemlerin iç uyumlarını değerlendirdikleri çalışmada ince kıvamlı ölçü maddesi kullanarak siman kalınlığını taklit etmişlerdir (Martins ve ark. 2012). Kunii ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonyum alt yapıların marjinal ve internal uyumlarını ölçmek için hazırladıkları metal konlar üzerine hazırladıkları zirkonyum alt yapıları simante etmişler. Simantasyondan sonra hassas kesim cihazı kullanarak kesit almışlardır (Kunii ve ark. 2007). Yapılan çalışmalar göstermektedir ki siman kalınlığını ölçmek için kullanılan ince kıvamlı silikon kullanılması sonuçları açısından güvenilebilecek bir metottür. Ayrıca örnekler kesilmediği ve saklanabildiği için tekrarlanabilir ölçümler yapılmasına imkan sağlamaktadır (Att ve ark. 2009). Çalışmamızda ekstra ince

kıvamlı silikon ölçü materyali ile restorasyonların iç yüzeyi doldurulup abutmentlar üzerine yerleştirildi. Ölçü maddesi sertleştikten sonra ince kıvamlı bir ölçü maddesi enjekte edilerek stabilize edilmiştir ve bozulması engellenmiştir.

Marjinal uyum değerlendirilmesi yapılan çalışmalarda ışık mikroskopu, dijital mikroskoplar, stereo mikroskoplar ve SEM (scanning electron microscope) kullanılmaktadır. Yine çalışmalarda farklı tip büyütme kullanılmaktadır (Bindl ve Mormann 2007; Att ve ark. 2008; Wettstein ve ark. 2008; Beuer ve ark. 2009). Çalışmaların çoğunda birbirinden farklı büyütme ölçümleri yapılmıştır. Att ve ark. stereomikroskop kullanarak 200X büyütme ile ölçüm yapmışlardır (Att ve ark. 2008). Beuer ve ark. ışık mikroskopu altında ölçümleri 50X büyütme ve 200X büyütme ile yapmışlardır (Beuer ve ark. 2009). Çalışmamızda inceleme için ışık mikroskopu kullanılarak kesitleri 50X büyütme yaparak ölçüm yapılmıştır.

İmplant destekli restorasyonların marjinal ve internal uyumu uzun dönem başarı açısından önemli bir kriterdir. Kron restorasyonu ve implant abutmenti arasındaki aralık bakteri geçişine imkan tanımakta ve bunun sonucunda peri-implant yumuşak dokularda iltihabi reaksiyonlar ortaya çıkarmaktadır. Yani implant ile restorasyon arasındaki uyumsuzluk ne kadar azsa yumuşak dokuda ve dolayısıyla kemikte deformasyon oluşma ihtimali de o kadar düşüktür (Takahashi ve Gunne 2003). Chen ve ark. 2013 yılında yaptıkları takip çalışmasında marjinalinde açıklık olan ve tam olarak abutment üzerine oturan restorasyonları krestal kemik kaybı açısından değerlendirmişler. Marjinalinde açıklık olan grupta istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla kemik kaybı olduğunu belirtmişlerdir (Chen ve ark. 2013). Restorasyonun uyumu, kullanılan materyallerden ve uygulanan fabrikasyon tekniklerinden etkilenmektedir (Kahramanoğlu 2010; Zaghoul ve Younis 2012). Bunun yanı sıra ölçü tekniği, mum büzülmesi, revetman tipi, alt yapı dizaynı, üst yapı materyalleri, döküm ve veneerleme metodu veya hekim-teknisyen tecrübesi vertikal aralığı etkileyebilir (Piemjai 2001; Gonzalo ve ark. 2009). Çalışmamızda yapılan tüm restorasyonların marjinal ve internal uyumu klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde bulunmuştur.

İmplant destekli sabit protezlerin yapımında metal destekli seramik restorasyonlar kullanılmaktadır. Metal destekli sabit protezlerin klinik yeterliliği

araştırmalarla ortaya konmuştur (Blackman ve ark. 1992; Valderrama ve ark. 1995; Martins ve ark. 2012). Hammerle ve ark. metal alt yapıya sahip porselenlerin marjinal uyumunu 36 µm bulmuşlardır (Hammerle ve ark. 1994). Literatürde marjinal uyum çalışmaları sıklıkla yapılmıştır ve klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin 50-120µm arasında olduğu bildirilmiştir (Jemt 1991; Boening ve ark. 2000; Kim ve ark. 2013). Çalışmamızda da metal destekli porselenlerin marjinalinde elde ettiğimiz 89.6 ± 23.43 µm'lik sonuç klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur.

Metal alt yapıların marjinal ve internal uyumunun genel olarak kabul edilebilir olması fakat seramik fırınlanmasından sonra marjinal aralıkta artış görülmesi araştırmacılarca tartışılan ve test edilen bir konudur. Basamak porseleni kullanarak fırınlama sırasında çok yüksek stabilite sağlamak ve büzülmeyi azaltmak için özel likitler kullanmak bu problemi ortadan kaldırmak için uygulanan yöntemlerdir (Holden ve ark. 2009). Regish ve ark. yaptıkları çalışmada metal destekli restorasyonların seramik fırınlanmasından sonra bozulmaya uğradığını belirtmişlerdir (Regish ve ark. 2013). Witkowski ve ark. Üst yapı fırınlanmasının metaldeki gerilimde artışa ve böylelikle marjinal açıklığın artmasına neden olduğunu belirtmişlerdir (Witkowski ve ark. 2006). şimşek araştırmasında porselen fırınlama işlemi sırasında uygulanan ısılar sonrasında krom-kobalt alt yapılarda deformasyon olduğunu gözlemiştir (şimşek 2007). Bizim alışmamızda metal destekli ve tam seramik sistemlerinin marjinal ve internal uyumları hem alt yapılar hazırlandıktan sonra hem de veneerleme işleminden sonra ölçülmüştür. Adaptasyon ölçümlerinde konvansiyonel metal destekli porselen sisteminde seramik fırınlanmasından sonra marjinal ve oklüzal aralığın arttığı grlmektedir. Bu artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.005$ ve $p=0.041$). Zirkonyum destekli restorasyonlarda ise seramik preslemesi sonrası marjinal aralıklarda istatistiksel olarak anlamlı derecede azalma görülmüştür ($p=0.030$). Aksiyal bölgede seramik fırınlanması sonrası hiçbir restorasyon grubunda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmemiştir.

Metal zerine uygulanan seramik materyalinde fırınlama sonrasında bir miktar büzülme gerçekleşir. Hacimsel olan bu büzülme ne kadar az olursa materyalin teknisyen tarafından uygun bir şekilde işlenmesi kolaylaşır. PoM sisteminde tek bir fırınlama işlemi yapıldığı için materyalin fırınlamadan kaynaklanan problemlerinin daha aza indirileceği düşünülmüştür. Porselen fırınlanmasından sonra metal alt

yapının uyumunun böylelikle daha aza indirgeneceği tasarlanmaktadır. Bunun doğru olabileceğini gösteren araştırmalar da mevcuttur. Fahmy ve ark. yaptığı çalışmada metal üzerine preslenmiş seramik (PoM) sisteminin konvansiyonel veneerleme ile yapılmış metal seramik sistemine göre marjinal adaptasyon açısından daha üstün bir sistem olduğunu belirtmişlerdir (Fahmy ve Salah 2011). Holden ve ark. yaptığı çalışmada metal üzerine pres seramik sistemi, tam porselen sistemi ve konvansiyonel veneerleme yapılan metal seramik sistemi marjinal adaptasyon açısından karşılaştırılmıştır. Metal üzerine pres seramik sisteminde diğer gruplara göre daha düşük bir marjinal aralık tespit edilmiştir. Çalışmada en yüksek marjinal aralık değeri 72.2 µm ile metal seramik sistemde bulunmuştur. Bunun nedeni olarak da metal üzerine pres seramik uygulama işlemiyle birçok fırınlama işlemini atlamak ve böylelikle fırınlamadan kaynaklanan marjinal değişiklikleri elimine etmek olduğu belirtilmiştir (Holden ve ark. 2009). Biz de çalışmamızda aynı model üzerinde metal seramik ve metal üzerine pres seramik sistemlerini marjinal adaptasyon açısından değerlendirdik ve fırınlamadan kaynaklı oluşabilecek marjinal adaptasyon farkını tespit edebilmek için marjinal aralık ölçümlerini alt yapı hazırlandıktan sonra ve üst yapılar işlendikten sonra ayrı ayrı alarak materyaller arasında farklılık oluşup oluşmadığını gözlemledik. Metal destekli 3 üye porselenlerin alt yapı ölçümünde marjinal aralık değeri ortalama 75.8 µm, 4 üyelerin marjinal aralık ölçümü ise 74.9 µm olarak bulunmuştur. Üst yapılar yapıldıktan sonra aynı restorasyonlardan alınan marjinal aralık ölçümlerinde ise 3 üyelerde ortalama 99.8 µm ve 4 üyelerde 107.8 µm olarak bulunmuştur. Metal üzerine preslenmiş seramik yapılan 3 üye restorasyonlarda ortalama marjinal aralık 90.3 µm ve 4 üye restorasyonlarda 88.8 µm olarak tespit edilmiştir. Aynı restorasyonların üst yapılar yapıldıktan sonra alınan ölçümlerde 3 üye restorasyonların marjinal aralık değerleri ortalama 75.8 µm ve 4 üye restorasyonlarda ise ortalama 87.3 µm olarak tespit edilmiştir.

Metal üzerine pres seramik sisteminin marjinal uyumuna dair yapılan çok az sayıda araştırma mevcuttur. Holden ve ark. konvansiyonel metal seramiklerle metal üzerine preslenmiş seramiklerin marjinal uyumunu değerlendirmişler ve metal üzerine preslenmiş sistemde ortalama 49.0 ± 5.9 µm marjinal aralık tespit etmişler. Konvansiyonel sistemde ise ortalama 72.2 ± 5.9 µm marjinal aralık tespit edilmiştir. İki materyal de klinik olarak kabul edilebilir olsa da metal üzerine pres seramik çok daha iyi sonuç vermiştir (Holden ve ark. 2009). Goldin ve ark. metal seramik

sistemler ve metal üzerine pres seramiklerle hazırlanan üst santral dişlere yapılan kronların marjinal uyumunu değerlendirdikleri çalışmada metal üzerine pres seramik sistemin marjinal uyumunu ortalama $88 \pm 29 \mu\text{m}$, metal seramiklerin ise ortalama $94 \pm 41 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. İki sistemde klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur. Metal üzerine pres seramik sistem sonuç olarak daha iyi bulunsa da sistemler arasında marjinal adaptasyon açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Goldin ve ark. 2005). Fahmy ve ark. yaptıkları çalışmada yine konvansiyonel metal seramik sistemle metal üzerine pres seramikleri marjinal aralıkları açısından karşılaştırmış. Sonuçta metal üzerine pres seramik grubunda konvansiyonel sisteme göre istatistiksel olarak daha düşük marjinal aralık elde edildiğini belirtmiştir (Fahmy ve Salah 2011). Çalışmamızda da PoM sisteminin ortalama marjinal aralık değeri $81.6 \mu\text{m}$ ile konvansiyonel metal seramik ($103.8 \mu\text{m}$) ve zirkonyum destekli seramik ($98.2 \mu\text{m}$) restorasyonlara göre düşük bulunmuştur.

Metal seramiklerin marjinal uyumuna bakılan birçok araştırma mevcuttur. Ganz ve ark. marjinal aralık değerinin simantasyon öncesinde $20-70 \mu\text{m}$ olmasının kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir (Ganz ve ark. 2006). Keith ve ark. implant üzerine yapılan metal seramik sistemlerde simantasyon sonrası kabul edilebilir marjinal aralık değerinin $0-120 \mu\text{m}$ olmasının kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir (Keith ve ark. 1999; Kokubo ve ark. 2005). Sutherland ve ark. implant destekli metal seramik kronlarda simantasyon öncesi ortalama $11.06 \pm 3.21 \mu\text{m}$ marjinal aralık ve simante edilmiş metal seramik restorasyonlarda $31.47 \pm 6.65 \mu\text{m}$ marjinal aralık tespit etmiştir (Sutherland ve ark. 1998). Çalışmamızda implant destekli 3 üye ve 4 üye metal destekli köprü restorasyonların marjinal uyumu değerlendirilmiştir. Marjinal aralık ölçümlerinde 3 üye alt yapılarda ortalama $75.8 \mu\text{m}$, 4 üye alt yapılarda $74.9 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Üst yapı fırınlamasından sonra ise 3 üye restorasyonlarda $99.8 \mu\text{m}$, 4 üye restorasyonlarda ise $107.8 \mu\text{m}$ marjinal aralık tespit edilmiştir.

İmplant destekli tam seramik restorasyonlarda ise ortalama marjinal aralık değeri bazı araştırmacılar tarafından $65.9-168 \mu\text{m}$ olarak bildirilmiştir (Sutherland ve ark. 1995; Sutherland ve ark. 1996). Wolfart ve ark. nın tam seramiklerin marjinal uyumunu inceledikleri çalışmasında ve Reich ve ark. nın CAD/CAM tam seramik sistemlerle yapılan restorasyonların marjinal uyumunu inceledikleri çalışmalarında $200 \mu\text{m}$ altındaki tüm değerlerin klinik olarak kabul edilebilir değerler olduğunu belirtmişlerdir (Wolfart ve ark. 2003; Reich ve ark. 2005). Att ve ark. DCS, Procera

ve VITA YZ-Cerec CAD/CAM sistemlerin marjinal aralık değerlerini klinik olarak kabul edilebilir olan 100 μm 'nin altında olduğunu belirtmişlerdir (Att ve ark. 2009). Bindl ve ark. CAD/CAM ile üretilmiş tam seramik kronların ortalama marjinal aralık değerlerini 23-74 μm arasında bulduklarını belirtmişlerdir (Bindl ve Mormann 2005). Att ve ark. implant üzeri tam seramik sistemlerinin marjinal uyumunu inceledikleri çalışmada ortalama marjinal aralık değerlerini materyallere göre 39 μm ile 66 μm arasında olduğunu bildirmişlerdir (Att ve ark. 2008). Tam seramik sistemlerde ölçü sistemleri (konvansiyonel, tarayıcı vb.), kullanılan farklı materyaller ve farklı firmaların ürünlerinin kullanılması nedeniyle çok farklı sonuçlar ortaya çıkmaktadır. Çalışmamızda kullanılan tam seramik sisteminin marjinal aralık tespitinde 3 üyeli restorasyonların alt yapılarında 110 μm , 4 üyeli restorasyonların alt yapılarında ise 130 μm aralık tespit edilmiştir. st yapı fırınlanmasından sonra yapılan ölçümlerde 3 üyeli restorasyonlarda 95 μm , 4 üyeli restorasyonlarda ise 100 μm marjinal aralık değeri tespit edilmiştir.

İmplant destekli protezlerde yapılan i uyum ölçümlerinde kopinglerin oklüzal bölgede kalınlığı arttırması nedeniyle zirkonyum destekli restorasyonların oklzalden ve oklzale yakın aksiyal bölgeden alınan i uyum ölçümleri metal destekli porselen ve press-on-metal restorasyonlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Metal destekli ve tam seramik sistemlerin internal aralığının araştırmacılar tarafından karşılaştırıldığı çalışmalar mevcuttur. Martins ve ark. yaptıkları çalışmada teorik olarak 20-40 μm aralığın siman için yeterli olduğu belirtilmiş ve 50-100 μm arasında bir internal aralığın klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir. Çalışmada metal seramikler için aksiyal bölgede 83.12 μm ve oklüzal bölgede 95.42 μm aralık, zirkonyum destekli restorasyonlar (ZirCAD) için ise 83.93 μm aksiyal bölgede aralık ve 180.90 μm oklüzal aralık tespit etmişlerdir (Martins ve ark. 2012). Reich ve ark. tam seramiklerin uyumlarını ölçtükleri çalışmalarında aksiyal duvarın tam ortasından aldıkları ölçümlerde Digident, Lava ve Cerec Inlab firmalarının tam seramik sistemleriyle sırasıyla 94 μm , 105 μm ve 154 μm aralık tespit etmişlerdir. Kontrol grubu olarak yaptıkları metal seramik sistemde ise 75 μm aksiyal aralık tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada oklüzal bölgeden aldıkları ölçümlerde ise Digident ile 326 μm , Lava ile 198 μm , Cerec ile 359 μm ve kontrol grubunda ise 287 μm aralık bildirmişlerdir. Çalışmamızda 2 farklı aksiyal bölgeden ölçümler alınarak

aksiyal bölgedeki farklılığın gingival bölgeye ve oklüzal bölgeye yakın bölgelerdeki değişimi açısından bir farklılık olup olmadığı da gözlemlenmiştir. Metal destekli kontrol grubumuzda alt yapılar hazırlandıktan sonra elde edilen değerlerin ortalaması AG'de 98.34 μm , AO'da 96.77 μm , üst yapı fırınlanması yapıldıktan sonra ise AG'de 103.39 μm ve AO'da 104.02 μm bulunmuştur. Zirkonyum(ZirCAD) alt yapılar hazırlandıktan sonra alınan ölçümlerin ortalaması AG'de 87.58 μm ve AO'da 74.70 μm , üst yapı fırınlanması yapıldıktan sonra ise AG'de 86.67 μm ve AO'da 76.71 μm aralık bulunmuştur. PoM için hazırlanan metal alt yapıların ortalaması AG'de 91.80 μm ve AO'da 90.11 μm , üst yapı preslendikten sonra alınan değerlerin ortalaması ise AG'de 93.17 μm ve AO'da 89.98 μm olarak bulunmuştur.

8. SONUÇLAR

1. Marjinal bölge ölçümlerinin ortalaması metal alt yapılarda $82.476 \mu\text{m} \pm 22.839 \mu\text{m}$, zirkonyum alt yapılarda $120.36 \mu\text{m} \pm 54.51 \mu\text{m}$ bulundu.
2. Restorasyonların üst yapıları tamamlandıktan sonra alınan marjinal bölge ölçümlerinin ortalaması konvansiyonel metal seramik restorasyonlarda $103.82 \mu\text{m} \pm 20.63 \mu\text{m}$, press-on-metal restorasyonlarda $81.58 \mu\text{m} \pm 18.30 \mu\text{m}$ ve zirkonyum alt yapı restorasyonlarda $98.23 \mu\text{m} \pm 34.62 \mu\text{m}$ bulundu. Press-on-metal restorasyonlarda metal destekli restorasyonlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük marjinal aralık tespit edildi ($p=0.029$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmedi.
3. İç uyum değerlendirmelerinde en yüksek aralıklar oklüzal yüzeyden alınan ölçümlerde tespit edildi. Oklüzal ölçümlerin ortalaması metal alt yapılarda $291.60 \mu\text{m} \pm 104.28 \mu\text{m}$ zirkonyum alt yapılarda $183.71 \mu\text{m} \pm 80.55 \mu\text{m}$ bulundu. Üst yapıların tamamlanmasından sonra alınan oklüzal bölge ölçümlerinin ortalaması metal seramik restorasyonlarda $397.06 \mu\text{m} \pm 81.03 \mu\text{m}$, press-on-metal restorasyonlarda $284.68 \mu\text{m} \pm 124.01 \mu\text{m}$ ve zirkonyum alt yapı restorasyonlarda $204.08 \mu\text{m} \pm 52.68 \mu\text{m}$ bulundu. Konvansiyonel metal destekli seramik restorasyonların oklüzal aralıklarında üst yapı fırınlanmasından sonra istatistiksel olarak anlamlı derecede artış tespit edildi ($p=0.041$). Press-on-metal ve zirkonyum alt yapı restorasyonlarda üst yapı uygulaması sonrasında istatistiksel olarak anlamlı değişiklikler tespit edilmedi.
4. Üç ve dört üyeli restorasyonlar arasındaki ortalama iç ve marjinal aralık değerleri karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık sadece oklüzal ölçümlerde press-on-metal üç üyeli restorasyonlar ile press-on-metal dört üyeli restorasyonlar arasında tespit edildi ($p=0.005$). Diğer tüm karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı.

Çalışmamızın sonucunda elde edilen tüm marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlarda bulunmaktadır. Press-on-metal restorasyonların üst yapı uygulaması işleminden konvansiyonel metal seramik restorasyonlara göre çok daha az etkilendiği ve böylelikle implant destekli restorasyonlarda başarısının daha iyi olacağı düşünülmektedir. Zirkonyum destekli tam seramik restorasyonların üst yapı fırınlanmasından olumsuz etkilenmediği tespit edilmiştir. Çalışmamızın sonucunda, temel aldığımız hipotezimiz olan konvansiyonel yöntemlerle yapılan metal destekli seramiklerin fırınlama işlemleri sonrasında iç ve marjinal uyumunun bozulması ve presleme sisteminde bu bozulmanın daha az olması doğrulanmıştır.

9. KAYNAKLAR

1. Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22(6):658-663.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10(6):387-416.
3. Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A. Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28(1):149-157.
4. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont.* 2006; 15(3):155-163.
5. Akca K, Cehreli MC. Accuracy of 2 impression techniques for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(4):517-523.
6. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(2):216-222.
7. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008; 10(4):218-225.
8. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(4):239-247.
9. Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard JP, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11 Suppl 1(126-145).
10. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent.* 2001; 4(4):243-262.
11. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater.* 2009; 25(1):94-102.
12. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int.* 2009; 40(3):243-250.
13. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(5):451-456.
14. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(6):441-447.

15. Bindl A, Mormann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007; 27(6):567-575.
16. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(4):435-440.
17. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(4):419-424.
18. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16(1-132).
19. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry, ed, Quintessence Publ Co Inc, 1985, Chicago
20. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(1):68-75.
21. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1988; 59(3):301-306.
22. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(4):448-455.
23. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(4):468-475.
24. Cenan K. Uzun ve kavisli restorasyonlarda stres dağılımının incelenmesi. *Protetik Diş Tedavisi ABD, Doktora Tezi, 2005, İstanbul, (Danışman:Aydın, M.)*
25. Chen CJ, Papaspyridakos P, Guze K, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Effect of misfit of cement-retained implant single crowns on crestal bone changes. *Int J Prosthodont.* 2013; 26(2):135-137.
26. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989; 23(1):45-61.
27. Christensen GJ. Clinical and research advancements in cast-gold restorations. *J Prosthet Dent.* 1971; 25(1):62-68.
28. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(5):577-580.
29. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(5):389-404.

30. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(2):152-158.
31. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomater.* 2009; 5(8):3231-3239.
32. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988; 117(6):715-720.
33. Eckert SE, Laney WR. Patient evaluation and prosthodontic treatment planning for osseointegrated implants. *Dent Clin North Am.* 1989; 33(4):599-618.
34. El Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part II. *Implant Dentistry.* 1999; 8(265-277).
35. English C. An overview of implant hardware. *J Am Dent Assoc.* 1990; 121(3):(360-366)
36. Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission. *Dent Mater.* 2008; 24(9):1289-1295.
37. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci.* 1998; 106(1):527-551.
38. Esquivel-Upshaw JF, Clark AE, Shuster JJ, Anusavice KJ. Randomized Clinical Trial of Implant-Supported Ceramic-Ceramic and Metal-Ceramic Fixed Dental Prostheses: Preliminary Results. *J Prosthodont.* 2013; 23(2):73-82.
39. Fahmy NZ, Salah E. An in vitro assessment of a ceramic-pressed-to-metal system as an alternative to conventional metal ceramic systems. *J Prosthodont.* 2011; 20(8):621-627.
40. Ferrari M, Mason PN, Poli L, Di Dente M. Marginal adaptation of crowns: a scanning electron microscopic investigation. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994; 14(3):272-279.
41. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent.* 2001; 4(2):89-106.
42. Froum SJ. *Dental implant complications. Etiology, prevention, and treatment*, First ed, Blackwell Publishing, 2010, United Kingdom.
43. Ganz SD, Desai N, Weiner S. Marginal integrity of direct and indirect castings for implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21(4):593-599.
44. Glantz PO, Nilner K, Jendresen MD, Sundberg H. Quality of fixed prosthodontics after 15 years. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51(4):247-252.
45. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or

- early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15(4):428-434.
46. Goldin EB, Boyd NW, 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(2):143-147.
 47. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent.* 2009; 102(6):378-384.
 48. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(1):12-15.
 49. Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil.* 1997; 24(12):871-881.
 50. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(2):239-246.
 51. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(3):216-221.
 52. Gurdal P, Cankaya H, Onem E, Dincer S, Yilmaz T. Factors of patient satisfaction/dissatisfaction in a dental faculty outpatient clinic in Turkey. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2000; 28(6):461-469.
 53. Hahn JA. The blade implant. *J Am Dent Assoc.* 1990; 121(3):394-400.
 54. Hammerle CH, Mesaric W, Lang NP. Marginal fit of porcelain crowns with galvanized frames. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1994; 104(6):740-745.
 55. Hansen PA, West LA. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont.* 1997; 6(2):144-148.
 56. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15(4):466-473.
 57. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997; 68(11):1117-1130.
 58. Hochwald DA. Surgical template impression during stage I surgery for fabrication of a provisional restoration to be placed at stage II surgery. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(6):796-798.

59. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont.* 2009; 18(8):645-648.
60. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5(4):331-336.
61. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(5):583-589.
62. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(3):270-276.
63. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(1):29-36.
64. Kahramanoglu E, Kulak-Ozkan Y. Marginal and internal adaptation of different superstructure and abutment materials using two different implant systems for five-unit implant-supported fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28(5):1207-1216.
65. Kahramanoğlu E. İmplant üstü sabit protezlerde kullanılan farklı abutment çeşitlerinin alt yapının iç ve marjinal uyumuna etkisinin in vitro olarak araştırması. *Protetik Diş Tedavisi ABD, Doktora Tezi*, 2010, İstanbul, (Danışman: Ozkan Y.).
66. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(1):7-13.
67. Karl M, Graef F, Wichmann M, Beck N. Microfractures in metal-ceramic and all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses caused by superstructure fixation. *Dent Mater J.* 2012; 31(3):338-345.
68. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(4):324-330.
69. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont.* 2006; 15(1):20-24.
70. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14(3):369-378.
71. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(2):viii, 513-530.

72. Kersten S, Tiedemann C. Strength and marginal fit of full and partial porcelain crowns on Branemark implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11(1):59-65.
73. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont.* 2013; 5(2):179-186.
74. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(4):283-291.
75. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(7):526-530.
76. Koth DL, McKinney RV, Steflik DE, Davis QB. Clinical and statistical analyses of human clinical trials with the single crystal aluminum oxide endosteal dental implant: five-year results. *J Prosthet Dent.* 1988; 60(2):226-234.
77. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J.* 2007; 26(6):820-826.
78. Kupeyan HK, Lang BR. The role of the implant impression in abutment selection: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(4):429-433.
79. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993; 43(3):245-253.
80. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2008; 100(4):285-291.
81. Lee YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(5):823-830.
82. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, Josefsson T, Nilson H, Wilhelmsson P, Gunne J. Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(4):321-328.
83. Lindhe J. *Clinical periodontology and implant dentistry*, Fourth ed, 2003, Sweden.
84. Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14(2):180-187.
85. Luo XP, Zhang L. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *J Prosthodont.* 2010; 19(6):465-470.
86. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004; 20(7):655-662.

87. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005; 21(10):930-937.
88. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* 2004; 29(5):481-508.
89. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci.* 2012; 20(2):235-240.
90. McLean JW. Development of esthetics in aluminous porcelain restorations. *J Esthet Dent.* 1997; 9(4):208-214.
91. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(1):61-66.
92. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971; 131(3):107-111.
93. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(6):511-516.
94. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*, ed, C. V. Mosby Inc., 1993, St. Louis.
95. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*, 2nd ed, Mosby, 1999, Chicago.
96. Misch CE. *Dental implant prosthetics*, ed, C. V. Mosby Inc., 2005, St. Louis, p. 207.
97. Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT, Lilly GE. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent.* 1973; 30(4 Pt 1):432-441.
98. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(5):1102-1107.
99. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd edition ed, Quintessence Publishing Co, Inc., 2002, Chicago, p. 132-155.
100. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(4):450-456.
101. Ong JL, Farley DW, Norling BK. Quantification of leucite concentration using X-ray diffraction. *Dent Mater.* 2000; 16(1):20-25.
102. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(2):122-128.

103. Palmqvist S, Swartz B. Artificial crowns and fixed partial dentures 18 to 23 years after placement. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(3):279-285.
104. Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa- and implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 2000; 13(3):238-243.
105. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20(1):1-25.
106. Piemjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(5):412-416.
107. Piwowarczyk A, Ottil P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont.* 2005; 14(1):39-45.
108. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23 (Suppl) 6(22-38).
109. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent.* 1993; 5(1):29-36.
110. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(3):250-257.
111. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(6):557-562.
112. Regish KM, Sharma D, Prithviraj DR, Nair A, Raghavan R. Evaluation and comparison of the internal fit and marginal accuracy of base metal (nickelchromium) and zirconia copings before and after ceramic veneering: a sem study. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2013; 21(1):44-48.
113. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113(2):174-179.
114. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(6):433-442.
115. Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(2):197-202.
116. Sener ID. İki farklı tam porselen sistemi ile hazırlanan zirkonyum kronların iki farklı yapıştırma ajanı ile simantasyonu sonrasında marjinal sızıntı ve marjinal adaptasyonun in vitro olarak değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi*, 2008(Danışman: Turker S. B.).

117. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989; 4(4):333-340.
118. Sjogren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(3):277-284.
119. Sjolín R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*. 1999; 2(3):197-207.
120. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(6):843-848.
121. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1990; 63(4):444-447.
122. Spiekermann H, Donalt K, Hassell T. Color atlas of dental medicine implantology, ed, Rateitschak KH, 1995, New York.
123. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *J Prosthet Dent*. 1966; 16(5):928-936.
124. Sullivan DY. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986; 1(1):39-45.
125. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*. 2005; 21(5):476-482.
126. Sutherland JK, Loney RW, Jarotskic TJ. Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. *J Prosthet Dent*. 1996; 75(5):540-544.
127. Sutherland JK, Loney RW, Syed S. Marginal discrepancy of all-ceramic crowns cemented on implant abutments. *J Prosthodont*. 1995; 4(3):173-177.
128. Sutherland JK, Ritsco RG, Budd SR. Marginal adaptation of implant-supported metal-ceramic crowns fabricated with gold cylinders. *J Prosthodont*. 1998; 7(2):100-105.
129. Şimşek K. İmplant destekli Zirkonyum, Empress II, Titanyum ve Krom-Kobalt içeren sabit protezlerin marjinal uyumunun karşılaştırılması. *Protetik Diş Tedavisi*, 2007, İstanbul, (Danışman: Kazazoglu E.).
130. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(3):256-260.
131. Tan KB. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? *Ann Acad Med Singapore*. 1995; 24(1):138-157.

132. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(4):346-363.
133. Tangerud T, Gronningsaeter AG, Taylor A. Fixed partial dentures supported by natural teeth and Branemark system implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(2):212-219.
134. Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12(3):319-324.
135. Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *J Dent.* 1994; 22(3):147-153.
136. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.* 2001; 26(4):367-374.
137. Tioosi R, Falcao-Filho HB, de Aguiar FA, Jr., Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Prosthetic misfit of implant-supported prosthesis obtained by an alternative section method. *J Adv Prosthodont.* 2012; 4(2):89-92.
138. Trifkovic B, Todorovic A, Lazic V, Draganjac M, Mirkovic N, Jokic B. [Accuracy of optical scanning methods of the Cerec 3D system in the process of making ceramic inlays]. *Vojnosanit Pregl.* 2010; 67(10):812-818.
139. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(1):29-37.
140. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont.* 2008; 17(8):621-626.
141. Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012; 5(4):355-364.
142. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(3):323-331.
143. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci.* 2008; 116(3):272-279.
144. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent.* 2006; 96(1):47-52.

145. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(6):587-592.
146. Yamamoto M. *Metal-ceramics principles and methods of Makoto Yamamoto*, ed, Quintessence Publishing Co. Inc., 1985, Chicago, London, Berlin, Rio De Jenerio, Tokyo.
147. Yildiz C, Vanlioglu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J.* 2013; 32(1):42-47.
148. Zaghoul HH, Younis JF. Marginal Fit of Implant-supported All-Ceramic Zirconia Frameworks. *J Oral Implantol.* 2012.
149. Zarb G. Osseintegration: A Requiem for the Periodontal Ligament?. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1991; 11(88-91).
150. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(2):271-276.
151. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(1):65-72.

10. ÖZGEÇMİŞ

Adı	EMRE	Soyadı	BAYRAMOĞLU
Doğum Yeri	TRABZON	Doğum Tarihi	06.05.1984
Uyruğu	T.C.	Tel	0(533)3891844
E-mail	emrebayramoglu@gmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2006
Lise	Vefa Anadolu Lisesi	2001

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Çok iyi	İyi	İyi

Yabancı Dil Sınav Notu #								
YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	75							

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
LES Puanı	69		

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Word	İyi

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