

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE FARKLI
ÜRETİM TEKNİKLERİNİN İMLANT-PROTEZ
ARASINDAKİ UYUMA ETKİSİ**

HÜSEYİN SULTAN

**DANIŞMAN
PROF.DR.MEHMET CUDİ BALKAYA**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2019

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü . Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Hüseyin SULTAN tarafından Prof. Dr. Mehmet C. BALKAYA' nın danışmanlığında hazırlanan "İmplant Destekli Sabit Protezlerde Farklı Üretim Tekniklerinin İmplant-Protez Arasındaki Uyuma Etkisi " başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 11/06/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı
Danışman**

Prof. Dr. Mehmet C. BALKAYA
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı




Jüri
Prof. Dr. Bülent ŞERMET
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı


Jüri
Prof. Dr. Zeynep ÖZKURT KAYHAN
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Doç. Dr. Buket EVREN
Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı




Jüri
Doç. Dr. Değer ÖNGÜL
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.



Hüseyin SULTAN



İTHAF

Kızım Melisa'ya ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince büyük emek verip, bütün mesleki ve akademik bilgi birikimini bana aktarmaya çalışan, eğitim dışında hayatla ilgili her türlü dertlerime ortak edip tecrübelerinden faydalandığım değerli hocam Prof. Dr. Mehmet Cudi BALKAYA' ya

Doktora eğitimim boyunca her zaman samimi ve iyi niyetle yaklaşip yardımlarını esirgemeyen değerli Anabilim Dalı Başkanı'mız Prof. Dr. Bülent Şermet'e

Doktora eğitimim boyunca birlikte çalışma fırsatı bulduğum ve kendimi geliştirmeme katkısı olan değerli hocalarım Prof. Dr. Betül TUNCELLİ, Prof. Dr. Begüm AKKAYAN, Prof. Dr. Deniz ŞEN ve Prof. Dr. Sabire DEĞER' e

Doktora eğitimim boyunca her konuda tecrübelerinden faydalandığım Doç. Dr. Değer ÖNGÜL, Doç. Dr. Elif TUNÇ, Doç. Dr. Volkan TURP, Dr. Pınar TÜRKOĞLU ve Dr. Burçin KARATAŞLI' ya

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum ve eğitimim boyunca keyifli vakit geçirdiğim dostum Dt. Erkin ÖZCAN'a

Deney örneklerimin hazırlanmasında desteklerini esirgemeyen BIORISEN firması ve UYSAL MEDİKAL' e

Bugünlere gelmem adına fedakarlıklarıyla tüm zorluklara göğüs geren, her zaman yanımda olan , hayatta onlar gibi olmayı umut ettiğim ve örnek aldığım Aileme

Tez çalışmam boyunca yardımlarını esirgemeyen ve büyük sabır gösteren eşim Dr.Pınar SULTAN'a teşekkür ederim

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:20155

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. DENTAL İMPLANTLAR VE PASİF UYUM	2
2.1.1. Pasif Uyumun Değerlendirilmesi.....	3
2.1.1.1. Dönüşümlü Parmak Basıncı	4
2.1.1.2. Gözle İnceleme ve Taktil Hissi	4
2.1.1.3. Radyografik İnceleme	4
2.1.1.4. Tek Vida Testi.....	5
2.1.1.5. Vida Direnç Testi	5
2.1.1.6. Fotogrametrik Yöntem	5
2.1.1.7. Üç Boyutlu Koordinat Ölçüm Cihazı (CMM)	6
2.1.1.8. Üç Boyutlu Tarama	8
2.2. Metal-Seramik restorasyonlar	9
2.2.1. Seramikler	9
2.2.2. Dental Alaşımlar	10
2.2.3. Metal Destekli Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımların Özellikleri	15
2.2.4. Metal Altyapı Üretim Teknikleri	15
2.2.4.1. Geleneksel Döküm Tekniği.....	16
2.2.4.2. CAD/CAM Tekniği.....	16
2.2.5. Metal Altyapının Uyumunu Etkileyen Faktörler	16

2.2.5.1. Ölçü	17
2.2.5.2. Ana Modelin Hazırlanması	19
2.2.5.3. Mum modelaj	21
2.2.5.4. Altyapının Üretimi	23
2.2.5.5. Seramik Uygulama.....	25
2.2.5.6. Teslim.....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1.Ana Modelin Hazırlanması	26
3.2.Üç Boyutlu Sanal Modelin Elde Edilmesi	29
3.3.Metal Altyapıların Tasarımı ve Üretimi	31
3.4.Metal Altyapılar Üzerine Porselen Uygulanması	38
3.5.Ölçüm Tekniği	40
3.6.İstatistiksel Analizler	54
4. BULGULAR.....	55
4.1.Farklı Üretim Tekniklerinin Metal Altyapıların Distorsiyonuna Etkisinin Karşılaştırılması	55
4.2.Porselen Uygulama Aşamalarının Metal Altyapılara Etkisinin Değerlendirilmesi.....	57
4.3.Porselen Uygulama Aşamalarının Farklı Sistemlerle Üretilen Altyapıların Distorsiyonuna Etkisinin Karşılaştırılması	61
4.4.Porselen Kütlesinin Döküm Yöntemiyle Üretilen Metal Altyapıların Distorsiyonuna Etkisinin Değerlendirilmesi	66
5. TARTIŞMA	72
KAYNAKLAR	82
HAM VERİLER	93
FORMLAR	94
ETİK KURUL KARARI	95
PATENT HAKKI İZNİ	96
TELİF HAKKI İZNİ.....	97
ÖZGEÇMİŞ	98

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1: Dental Metal Alaşımların Sınıflandırılması	10
Tablo 2: Yüksek Soy ve Soy Alaşımlar.....	14
Tablo 3: ALTYAPI-TASARIM 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında Karşılaştırılması	55
Tablo 4: Protez Arkının Genişliği ve Derinliğinde Meydana Gelen Distorsiyonlar.....	56
Tablo 5: Tesviye İşleminin Ark Genişliğine Etkisi.....	57
Tablo 6: Tesviye İşleminin Ark Derinliğine Etkisi.....	57
Tablo 7: Opak Uygulamasının Ark Genişliğine Etkisi.....	58
Tablo 8: Opak Uygulamasının Ark Derinliğine Etkisi.....	58
Tablo 9: Opak Sonrası Porselen ve Glazür Uygulamasının Ark Genişliğine Etkisi.....	59
Tablo 10: Opak Sonrası Porselen ve Glazür Uygulamasının Ark Derinliğine Etkisi....	59
Tablo 11: Porselen Aşamalarının Tamamının Ark Genişliğine Etkisi.....	60
Tablo 12: Porselen Aşamalarının Tamamının Ark Derinliğine Etkisi.....	60
Tablo 13: TESVİYE-ALTYAPI 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında Karşılaştırılması	61
Tablo 14: TESVİYE-ALTYAPI X ve Y Distorsiyonlarının CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında Karşılaştırılması.....	61
Tablo.15: CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında, OPAK-TESVİYE 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	62
Tablo 16: CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında, PORSELEN-OPAK 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	63
Tablo 17: CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında PORSELEN-TESVİYE 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	64
Tablo 18: TESVİYE-TASARIM, OPAK-TESVİYE, PORSELEN-OPAK, PORSELEN-TESVİYE X ve Y Distorsiyonlarının CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında Karşılaştırılması.....	66

Tablo 19: OPAK-TESVİYE 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Döküm(Porselenli) ve Döküm (Porselensiz) Grupları Arasında Karşılaştırılması.....	67
Tablo 20: PORSELEN-OPAK 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) Grupları Arasında Karşılaştırılması.....	68
Tablo 21: PORSELEN-TESVİYE 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) Grupları Arasında Karşılaştırılması.....	71
Tablo 22: OPAK-TESVİYE, PORSELEN-OPAK, PORSELEN-TESVİYE X ve Y Distorsiyonlarının Karşılaştırılması.....	71



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Köprü tipi 3 Boyutlu CMM.....	7
Şekil 2.2: Masaüstü Dental Tarayıcı.....	8
Şekil 3.1:Hassas Freze Cihazı ile Analogların Yerleştirileceği Yuvaların Hazırlanışı.....	27
Şekil 3.2: Ana Modelin Önden Görünüşü.....	28
Şekil 3.3: Ana Modelin Oklüzalden Görünüşü.....	28
Şekil 3.4: Tarama Kepleri Yerleştirilen Ana Model.....	29
Şekil 3.5: Yansıtıcı Toz ile Kaplanan Ana Model.....	29
Şekil 3.6: Masaüstü Dental Tarayıcı (Shining 3D, China).....	30
Şekil 3.7: Ana Modelin Taranması.....	30
Şekil 3.8:Tarama Sonucu Elde Edilen Sanal Model.....	31
Şekil 3.9: Altyapı Tasarımı.....	31
Şekil 3.10:CAD/CAM Tekniği ile Üretilen Metal Altyapı.....	32
Şekil 3.11: Freze Edilmiş CoCr CAD/CAM Blok.....	33
Şekil 3.12:CAD/CAM Yöntemi ile Elde Edilen Altyapının Model Üzerinde Denenmesi.....	33
Şekil 3.13:PMMA Bloğun Kazınması.....	34
Şekil 3.14: PMMA Bloktan Elde Edilen Altyapı Modelajı.....	34
Şekil 3.15: PMMA Bloktan Elde Edilen On Adet Altyapı Modelajı.....	35
Şekil 3.16:PMMA Modelajın Manşete Alınması.....	36
Şekil 3.17:Revetman Dökülmesi.....	36
Şekil 3.18: Döküm Sonucu Elde Edilen Metal Altyapı.....	37
Şekil 3.19:Kumlanmış ve Döküm Yolları Kesilmiş Döküm Altyapı.....	38
Şekil 3.20: Porselen Uygulanmış CAD/CAM ve Döküm Tekniği ile Üretilen Protezler.....	39

Şekil 3.21: Porselen Uygulanmış CAD/CAM ve Döküm Tekniği ile Üretilen Protezler ile Sadece Isıl İşlem Uygulanan Döküm Metal Altyapılar.....	39
Şekil 3.22:Üç Boyutlu Altyapı Tasarımı.....	40
Şekil 3.23:Vida Deliğinde Küre Oluşturulması.....	41
Şekil 3.24: Vida Deliği Temas Yüzeyinde Düzlem Oluşturulması.....	41
Şekil 3-25:Oluşturulan Küre ve Düzlemin Lingualden Görünüşü.....	42
Şekil 3.26: Oluşturulan Küre ve Düzlem Kullanılarak Daire Elde Edilmesi.....	43
Şekil 3.27:Oluşturulan Dairenin Görüntüsü.....	43
Şekil 3.28:Bütün Vida Deliklerinde Daireler Oluşturulan Altyapı Tasarımının Görüntüsü.....	43
Şekil 3.29:3-2-1 Ortogonal Sistemin Kullanılması.....	44
Şekil 3.30:3-2-1 Ortogonal Sistemin Kullanılması.....	45
Şekil 3.31:3-2-1 Ortogonal Sisteme Göre Koordinat Sistemine Adapte Edilmiş Görünüm.....	45
Şekil 3.32:Ark Genişliği Boyunca Mesafe Oluşturulması.....	46
Şekil 3.33:Ark Genişliği Mesafesinin Ölçümü.....	47
Şekil 3.34:Ark Derinliği Mesafesinin Ölçümü.....	47
Şekil 3.35:Mesafelerin Farklı Açıdan Görünümü.....	48
Şekil 3.36:PMMA Bloktan Elde Edilen Modelajın Vida Deliği Temas Yüzeyinde Dairelerin Oluşturulması.....	49
Şekil 3.37:Çakıştırma Yapmak Amacıyla İlgili Daireler Arasında Bağ Kurulması.....	50
Şekil 3.38:Referance Point Selection (RPS) Yöntemi ile Çakıştırma.....	50
Şekil 3.39: Referance Point Selection (RPS) Yöntemi ile Çakıştırma.....	51
Şekil 3.40:Çakıştırmanın 5 Defa Daha Tekrarlanması.....	51
Şekil 3.41:Çakıştırılmış PMMA Model ve Altyapı Tasarımı.....	52
Şekil 3.42:Çakıştırılmış PMMA Model ve Altyapı Tasarımı(Oklüzal Görünüm).....	52

Şekil 3.43:Vida Deliği Merkezlerinin Uzak Görüntüsü.....53

Şekil 3.44:Vida Deliği Merkezlerinin Yakın Görüntüsü.....53



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ADA: American Dental Association

Ag: Gümüş

Au: Altın

Be: Berilyum

CAD: Computer Aided Design / Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing / Bilgisayar Destekli Üretim

Cr: Krom

Co: Kobalt

Cu: Bakır

Ga: Galyum

In: İndiyum

Ir: İridyum

Mo: Molibden

MPa: Megapaskal

Ni: Nikel

O₂: Oksijen

Pd: Paladyum

Pt: Platin

Ru: Rubenyum

Ti: Titanyum

Zn: Çinko

µm: Mikrometre

ÖZET

Sultan H. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Farklı Üretim Tekniklerinin İmplant-Protez Arasındaki Uyuma Etkisi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2019.

İmplant destekli tedavi seçenekleri, ağızda mevcut diş ve kemik dokularının korunması ile hastalara sunduğu yüksek kullanım konforu nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. İmplantların doğal dişlerden farklı biyomekanik davranışlarından dolayı implant destekli protezlerin uyumu diş destekli protezlere göre daha önemlidir. Özellikle vida tutuculu protezlerde, üretim aşamalarında meydana gelebilecek distorsiyonlar, vidalar sıkıştırıldıktan sonra implantlara ve destek kemik dokusuna istenmeyen yüklerin gelmesine neden olabilmektedir. Daha iyi ve mümkün olduğunca pasif uyuma sahip protezlerin üretilmesi amacıyla günümüzde CAD/CAM teknolojisi öne çıkmaktadır.

Tam seramik sistemlerdeki gelişmelere rağmen metal-seramik sistemler, özellikle uzun gövdeli ve tam ark protezlerde altın standart olarak yerini korumaktadır. Metal-seramik sistemlerde, seramik uygulama aşamasında uygulanan yüksek ısı, metal altyapıda birtakım distorsiyonların oluşmasına sebep olabilmektedir.

Bu nedenle çalışmamızda CAD/CAM sistemi ile 10, geleneksel döküm tekniği ile 20 adet tam ark alt çene protezi üreterek, farklı tekniklerin altyapının distorsiyonuna etkisini inceledik. Ayrıca seramik uygulama aşamalarının farklı tekniklerle üretilen CoCr altyapılar üzerinde meydana getirdiği distorsiyonları karşılaştırdık.

Yaptığımız değerlendirmede, CAD/CAM sistemi ile elde edilen altyapıların daha iyi uyuma sahip olduğu ve porselen uygulama aşamalarından daha az etkilendiği ortaya çıkarılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Pasif uyum, İmplant, CAD/CAM, Altyapı, Porselen

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 20155

ABSTRACT

Sultan H. The Effect of Different Manufacturing Techniques on the Fit of Implant Supported Fixed Prosthesis to Implants. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthetic Dentistry. Doctoral Thesis. İstanbul. 2019.

Implant-supported treatment options are frequently preferred because of the high wearing comfort of patients, tooth and bone tissue preservation. Due to the biomechanical behavior of the implants, the fit of the implant-supported prosthesis is more important than that of tooth-supported prostheses. Especially distortions that may occur during the manufacturing stages of screw retained prostheses may cause overloads to implants and supported bone tissue after the screws are tightened. Nowadays, CAD / CAM technology stands out for the manufacturing of more passive fitting prostheses.

Despite the developments in full ceramic systems, metal-ceramic systems maintain their place as the gold standard especially in long-span and full-arch prosthesis. In metal-ceramic systems, the high temperature applied during the ceramic application phase may cause some distortions in the metal framework.

For this reason, we investigated the effect of different techniques on the distortion of the frameworks by using 10 CAD / CAM and 20 cast technique fabricated full-arch lower jaw prosthesis. We also encountered the distortions of porcelain application stages on CoCr frameworks produced by different techniques.

In our evaluation, it was found that the frameworks manufactured with CAD/CAM system had better fit and were less affected by porcelain application stages.

Key Words: Passive Fit, Implant, CAD/CAM, Metal Framework, porcelain

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 20155

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implantların protetik restorasyonların uygulanmasındaki önemi giderek artmaktadır. Özellikle total dişsizlik vakalarında sabit tedavi alternatifi sunması hastaların implant destekli protezlere yönelmesine neden olmaktadır.

Metal-seramik restorasyonlar, özellikle uzun gövdeli ve tam ark protezlerde yıllardır kullanılan en güvenilir tedavi seçeneğidir. Bu tip restorasyonlarda metal altyapıların hassas bir biçimde üretilmesi protezin pasif uyumu açısından önem taşımaktadır. Geleneksel döküm tekniği ile üretilen protezlerde meydana gelen distorsiyonları önlemek amacıyla, öncelikle uzun protezler parçalar halinde üretilip lehim yöntemiyle birleştirilmiştir. Fakat bu yöntemde bağlantı noktalarında görülen komplikasyonlar nedeniyle, protezlerin tek parça olarak üretilebileceği farklı üretim tekniklerine ihtiyaç duyulmuş ve bu amaçla CAD/CAM sistemleri kullanılmaya başlanmıştır.

Metal-seramik restorasyonlarda, seramik uygulama aşamalarında, metal altyapı birçok kez yüksek ısıya maruz kalmaktadır. Tekrarlayan bu ısı işlemler metal altyapının distorsiyonuna sebep olabileceği gibi porselen kütlesi de altyapıda boyutsal değişikliklere neden olabilir.

Çalışmamızın ilk amacı geleneksel döküm tekniği ve CAD/CAM sistemi ile üretilen altyapılarda üretim aşamasında meydana gelen distorsiyonları karşılaştırmaktır. Bir diğer amacı ise ısı işlemlerin farklı sistemlerle üretilen altyapılar üzerine olan etkilerini karşılaştırmaktır. Son olarak, porselen uygulama aşamalarında meydana gelen distorsiyonlarda porselen kütlesinin etkisi olup olmadığını ortaya çıkarmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL İMPLANTLAR VE PASİF UYUM

İmplant destekli protezlerde, ağız içi kuvvetlerin implantın kendisinde ve implantı çevreleyen kemik dokusunda mümkün olduğunca az strese neden olması istenmektedir. Çiğneme kuvvetlerinin implantın uzun eksenine paralel olarak iletilmesi, implantın boyun bölgesini çevreleyen alveol kemiğinde istenmeyen stresleri azaltmaktadır. Bu nedenle implant destekli protezler ile implant abutmentleri arasında pasif bir uyumun sağlanması oldukça önem taşımaktadır (Michalakis ve ark. 2003). Jemt pasif uyumu, uzun dönemde klinik olarak bir probleme yol açmayacak uyum düzeyi olarak tanımlamıştır ve implant ile üstyapı arasında olabilecek bir uyumsuzluğun protezin kendisinde, implantta ve çevreleyen kemik dokusunda stresleri arttıracaklarını ifade etmiştir (Jemt 1991).

İmplant destekli protezler, siman tutuculu yada vida tutuculu olarak tasarlanabilmektedir. Özellikle vida tutuculu, uzun gövdeli veya tek parça protezlerde pasif uyumun sağlanması siman tutuculu protezlere göre daha zordur. Siman tutuculu protezlerde, siman için ayrılan yaklaşık 40 mikronluk boşluk üstyapılarda meydana gelen distorsiyonu kompanse ederek daha pasif bir uyumun yakalanmasını sağlar (Taylor ve ark. 2000). Randi ve arkadaşları yaptıkları çalışmada siman tutuculu protezlerde pasif uyumun vida tutuculu protezlere göre anlamlı ölçüde daha iyi olduğunu göstermişlerdir (Randi ve ark. 2001).

Doğal dişler periodontal ligament vasıtasıyla alveol kemiğine tutunmaktadır. Periodontal ligament, esnekliği nedeniyle doğal dişlere 100 mikronluk bir hareket olanağı sağlamaktadır. Osseointegre implantlarda ise bu mesafe 10 mikron ile sınırlıdır (Assif 1996). Bu nedenle implant destekli protezlerin pasif uyumu, diş destekli protezlere göre daha fazla önem taşımaktadır.

İmplantlar ile üstyapılar arasındaki uyumsuzluk nedeniyle protez vidası kırığı, abutment vida kırığı ile protez üstyapı parçalarının kırılması gibi mekanik

komplikasyonlar ve implantın boyun bölgesinde kemik kaybından osseointegrasyonun kaybına varabilen biyolojik komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir(Kan ve ark. 1999).

İmplant bileşenlerinin üretim aşamasındaki toleransları da pasif uyumu etkileyen faktörlerden biridir. Birbiriyle ilişkili olan parçaların, kendi vida pozisyonlarına sıkıştırılmadan konumlandırıldıkları durumdaki farklılık, mekanik tolerans olarak tanımlanmıştır. Ma ve arkadaşları Nobel implantlar üzerinde yaptıkları bir çalışmada yatay düzlemdeki mekanik toleransı 22-100 mikron olarak tespit etmişlerdir (Ma 1997).

Kim ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada implant üstü protezlerde ölçü aşamasından ana modelin elde edilmesine kadar olan süreçteki implant bileşenlerinin toleranslarını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, abutment ile ölçü kepi arasında ortalama 31.1 mikron ve ölçü kepi ile replika abutment arasında ortalama 30.4 mikron olmak üzere iki aşamanın sonucunda ortalama 61.5 mikron üretim toleransı kaydedilmiştir (Kim ve ark.2006).

İmplantı çevreleyen kemik dokusunun klinik bir komplikasyona neden olmadan implant-kemik arayüzünde oluşan stresleri karşılama kapasitesi, biyolojik tolerans olarak tanımlanmıştır(Buzayan 2014). İmplant destekli protezlerin uyumsuzluğu ile klinik komplikasyonlar arasında bağ kurmak amacıyla yapılan bir çalışmada, belli miktardaki uyumsuzluğun komplikasyona neden olmadığı görülmüştür (Jemt ve Book 1996). Protez ile implant arasında kabul edilebilir uyumsuzluk değeri araştırmacılara göre değişmektedir. Branemark(Branemark 1985) bu sınır değeri 10 mikron olarak değerlendirirken Klineberg ve Murray 30 mikron ve altının kabul edilebilir olduğu görüşündedirler(Klineberg ve Murray 1985). Jemt ise bu değerin yaklaşık olarak yarım tur vida çevrilmesine denk gelen 150 mikron olduğunu belirtmiştir(Jemt 1991).

2.1.1. Pasif Uyumun Değerlendirilmesi

Pasif uyumun değerlendirilebilmesi amacıyla ağız içi ve ağız dışı birçok yöntem kullanılmaktadır.

2.1.1.1. Dönüşümlü Parmak Basıncı

İmplant üstü protezlerin, abutmentlerle olan uyumunun makro boyutta değerlendirilmesinde kolaylıkla kullanılan bir tekniktir. Parmaklar, protezin en son abutmentlere denk gelen dayanaklarına yerleştirilir ve sırasıyla basınç uygulanarak bir fulkrum eksenini olup olmadığı anlaşılmaya çalışılır. Bunun yanında abutment-protez arayüzündeki tükürük hareketinin takip edilmesi, yöntemi daha etkili kılar. Karşı arka dönen uzun protezlerde, dönüşümlü parmak basıncı hareketi ile protezde bir distorsiyon olup olmadığı anlaşılabilir. Protezde devrilme ve tükürük hareketi, bir uyumsuzluk olabileceğine işaret etmektedir. Kısa ve çok dayanaklı protezlerde ise tekniğin etkinliği daha azdır (Tan ve ark. 1993, Kan 1999).

2.1.1.2. Gözle İnceleme veTaktıl Hissi

İmplant destekli protezlerin uyumunun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerden biri de abutment-protez bileşiminin gözle ve dokunarak incelenmesidir. İnceleme esnasında iyi bir ışıklandırma ve büyütme kullanılması yöntemi kolaylaştırmaktadır. İncelemenin hassasiyeti kullanılan sondun büyüklüğü, abutmentin dişetine göre olan konumu ile hekimin gözlemlene becerisine bağlıdır. Bu teknik genellikle tek başına yeterli olmayıp diğer tekniklerle birlikte kullanılmaktadır (Loos 1986).

2.1.1.3. Radyografik İnceleme

Özellikle abutment-protez bileşiminin dişetinin altında konumlandığı durumlarda periapikal radyografilerden yararlanılabilir. Protezin uyumunu tespit etmek amacıyla çekilen bu radyografilerde doğru sonuç elde etmek için, ışın implantın uzun eksenine dik gelmelidir. Aksi halde süperpoze olan bileşenler, abutment-protez arasındaki boşluğu saklayarak uyumsuzluğu maskeleyebilmektedir (Cox 1986).

2.1.1.4. Tek Vida Testi

Vida tutuculu implant destekli protezlerde, en sondaki dayanaklardan birinin vidası sıkıştırılarak diğer dayanaklardaki uyumsuzluklar incelenir (Jemt 1991). Özellikle uzun gövdeli protezlerde açisal olarak mesafe artacağından uyumsuzluğun farkedilmesi daha kolaydır. Abutment-protez bileşimi dişeti altında konumlandığına radyografik yöntemle kombine etmek gerekirken supragingival olduğu durumlarda direk gözle ve sondayla inceleme yapılabilmektedir. Dikey yöndeki negatif uyumsuzlukların çoğu zaman farkedilememesi yöntemin en önemli dezavantajıdır (Tan ve ark.1993).

2.1.1.5. Vida Direnç Testi

Jemt tarafından, altın vidalı Nobel implantlar için tarif edilmiş bir tekniktir (Jemt 1991). Vida direnç testinde, orta hatta en yakın abutmentten başlanarak vidalar ilk direnç hissedilen ana kadar sıkıştırılır. Ardından vidalar en fazla yarım tur daha çevrilerek vidaların tam olarak oturması ve 10-15 Nm tork ile sıkışması sağlanır. Eğer vidanın yarım tur çevrilmesiyle vidalar yerine tam oturmuyorsa ya da istenilen tork değeri elde edilemiyorsa, işlem sırasında sürekli bir ağrı, basınç veya rahatsızlık hissi varsa uyumsuzluk olabileceği düşünülmelidir. Belirtilen vida tur miktarı ve tork değeri üretici firmaya göre değişiklik göstermektedir.

2.1.1.6. Fotogrametrik Yöntem

Fotogrametri, çekilen fotoğraflar üzerinde ölçüm yapılmasına dayanan bir yöntemdir. Harita oluşturulmasında, mimaride ve mühendislik alanlarında yıllardır kullanılmaktadır. Fotogrametri matematiksel bir hesaplama yöntemi olup merkezi izdüşümleri esas alır. İndirek bir ölçüm tekniğidir. Cisimlerin değil fotoğraf üzerindeki boyutlarının ölçümü yapılır. Bu nedenle ölçüm esnasında objelerin zarar görme olasılığı yoktur. Aynı zamanda saklanabildiği için belge özelliği taşır ve gerektiğinde ölçümler tekrarlanabilir. Farklı zamanlarda fotoğrafı çekilen objelerin zaman içindeki değişimleri takip edilebilir. Dijital fotoğrafçılığın gelişimiyle birlikte fotoğraflar doğrudan

bilgisayara aktarılarak işlenebilmekte ve kolaylıkla saklanabilmektedir. Fotoğraf çekilen yerin konumu, kullanılan fotoğraf sayısı, değerlendirme yöntemi, uygulama alanı ve fotoğraf ölçeklerine göre sınıflandırılmaktadır.

Lie ve Jemt protezlerin ana modele göre üç boyutlu distorsiyonunu ölçmek amacıyla özel olarak tasarlanmış bir fotogrametrik yöntem kullanmışlardır (Lie ve Jemt 1994). Protez üzerindeki vida silindirlerinin ve ana model üzerindeki implant analoglarının fotoğraflarını çekmek amacıyla üzerinde geniş açılı (24 mm/3.5) lens bulunan standart, küçük format bir fotoğraf makinesi kullanmışlardır. Film düzlemini doğru konumlandırabilmek amacıyla makinenin altına iki tarafında işaret bulunan cam bir ayak yerleştirmişlerdir. Bunun dışında, tek bir fotoğrafta objenin birkaç görüntüsünü elde edebilmek amacıyla lensin önüne birbirine paralel olacak şekilde iki ayna sabitlemişlerdir. Çekilen fotoğrafları, silindir merkezlerinin üç boyutlu ölçümünün yapılabilmesi amacıyla analitik ölçüm kağıdı üzerine konumlandırmışlardır. Yapılan ölçümleri bilgisayarda karşılaştırmışlar ve en küçük kareler tekniği esasına dayanan özel bir bilgisayar programı ile analiz etmişlerdir (Jemt 1995).

Fotogrametrik yöntem ile modeller üzerinde ölçümler yapılabileceği gibi ağız içi ölçüm yapabilmek de mümkün olmaktadır.

2.1.1.7. Üç Boyutlu Koordinat Ölçüm Cihazı (CMM)

ISO 10360-1 uluslararası standardı, koordinat ölçüm cihazını, bir ölçüm probunu hareket ettirerek, iş parçası üzerindeki uzaysal koordinatları belirleme kabiliyetine sahip ölçüm sistemi olarak tarif etmektedir. Üç boyutlu CMM cihazları sanayinin hemen her alanında kullanılmaktadır. Özellikle üretilen parçaların istenilen standartlara uygunluğunun değerlendirildiği kalite kontrol ünitelerinde ve tasarım verisi mevcut olmayan, daha önce üretilmiş bir parçadan üç boyutlu katı model elde edilmesi amacıyla tersine mühendislik uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. Köprü tipi, Gantry tipi, kollu tipi ve çift yatay kollu tipi bulunmaktadır.



Şekil 2.1: Köprü tipi 3 boyutlu CMM

Temel olarak bir çalışma tablası, ölçüm probu, servo motorlar ve bilgisayardan oluşmaktadır. Ölçüm probu çalışma sahası içinde koordinat sisteminin x, y ve z eksenlerinde hareket edebilmektedir. Probun ucu küre şeklinde olup çapı ölçümü yapılacak cisme göre değişkenlik göstermektedir. Prob, belirli miktarda kuvvete duyarlı bir açma-kapama mekanizmasına sahiptir. Ölçümü yapılacak cisme temas edip belirlenen kuvvete ulaştığında otomatik olarak durur ve o andaki ölçüm değeri kaydedilir. Bu sayede oldukça yüksek doğruluk ve tekrar edilebilirliğe sahiptir. Hassasiyeti bir mikrona ulaşan koordinat ölçüm cihazları mevcuttur. Ölçüm hassasiyetinin korunabilmesi amacıyla, kontrol edilebilir ısı ve nem derecesine sahip özel bölümlerde çalışılması gerekmektedir. Köprü tipi koordinat ölçüm cihazı, protez altyapıları ile abutmentların uyumları üzerine yapılan birçok çalışmada kullanılmıştır (Eliasson 2010, Hjalmarsson 2010, Rubenstein ve Lowry 2006, Tan ve ark. 1993, Jemt ve Hjalmarsson 2012).

2.1.1.8. Üç Boyutlu Tarama

Üç Boyutlu Tarama, herhangi bir cismin lazer ya da optik üç boyutlu tarayıcılar ile taranarak bilgisayar ortamında üç boyutlu modelinin elde edilmesidir. Üç boyutlu koordinat ölçüm cihazıyla benzer biçimde endüstriyel alanda kalite kontrol ve tersine mühendislik uygulamalarında kullanılmaktadır. Gelişen CAD/CAM teknolojisiyle birlikte ağız içi ve masaüstü tarayıcılar dişhekimliği alanında sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır.



Şekil2.2: Masaüstü Dental Tarayıcı

Üç boyutlu taramada, sanal modeli elde edilmek istenen cismin görüntüsü, tarayıcının ışık kaynağından sağlanan ışık ve tarayıcının kamerası ya da kameraları vasıtasıyla elde edilir. Tek bir kamera mevcutsa, farklı açılardan yakalanan iki boyutlu görüntüler bir yazılım vasıtasıyla birleştirilerek üç boyutlu sanal model elde edilir. Birden fazla kamera varsa, her bir kameradan elde edilen iki boyutlu görüntü birleştirilerek sanal model elde edilmektedir.

Üç boyutlu tarayıcılardan elde edilen görüntüler birçok veri formatında kaydedilebilmektedir. En sık kullanılan format ‘STL’ formatıdır. STL ‘Stereolithography’ kelimesinin kısaltmasıdır. STL dosyaları üç boyutlu bir cismi üçgensel olarak tanımlar. Üç boyutlu cisimdeki yüzeyler, cismi mantıksal dizi içerisinde çok sayıda üçgene ayırır. Her üçgen kendi normali ve üç noktayla temsil edilir. Nokta

ve üçgen sayısı arttıkça daha detaylı model elde edilmektedir. Bu nedenle tarayıcının sahip olduğu kameranın çözünürlüğü, detaylı bir modelin elde edilmesinde etkilidir.

2.2. Metal-Seramik restorasyonlar

Metal-seramik restorasyonlar günümüzde uygulanan sabit protezlerin önemli bir bölümünü oluşturmaktadır. Ağız içinde hazırlığı yapılan diş veya implant abutmentlarına uyumlu olarak hazırlanan metal altyapı üzerine, seramiğin sinterlenmesi ile elde edilmektedir. Kullanılan metal altyapı, metal-seramik kompleksinin ağız içinde oluşan kuvvetlere karşı mukavemetini sağlamaktadır. Seramik ise doğal dişlere benzer görünüm elde edilmesine imkan tanımaktadır.

2.2.1. Seramikler

Seramikler bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Hem metal hem ametal özelliklerine sahiptir. Metal olmayan element oksijendir ve matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silikon gibi yarı metal atomlar, O₂ (oksijen) atomları arasında yer alır. Merkezdeki silisyum katyonunun dört köşesine yerleşen oksijen anyonunun oluşturduğu tetrahedrat yapılardan meydana gelir (Sukumaran ve Bharadwaj 2006).

Porselen terimi ise yüksek sıcaklıkta pişirilen feldspar, kuartz ve kaolin kompozisyonundan oluşan yapıyı ifade eder. Diş hekimliğinde kullanılan porselen tam olarak füzyona uğramamış sinterizasyon ile elde edilir. İçinde lösit kristalleri bulunan camsı bir matriks olup tümüyle cam faza geçmemiş seramik türüdür. Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite, sertlik, kimyasal ve termik etkilere direnç, yüksek elastisite modülü gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır (Cohen ve ark 1988). Fakat bu bağların yapısı seramiklerin kırılabilirliğinin de nedenidir. Büküldüklerinde, ani kuvvet ve ısı değişikliklerinde kırılma riskleri artar (McClean 1979).

Dişhekimliğinde kullanılan seramikler yüksek biyouyumluluk, renk stabilitesi, kimyasal kararlılık ve aşınmaya karşı direnç sahiptir. Porselen materyali; baskı kuvvetlerine karşı dirençli, makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dirençsizdir. Baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlere sahipken, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa gibi düşük değerler gösterir. Kuvvetlere karşı daha dirençli hale getirmek

amacıyla seramik metal bir altyapı ile desteklenir. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan seramik cam ve çözülmemiş kalay oksitten oluşur. Ayrıca %5-15 kristalin alümina içerir. Metal altyapı ile termal genleşme katsayısı uyumunu sağlamak amacıyla sodyum bikarbonat ve potasyum hidrat ilave edilmektedir (Wildgoose ve ark.2004).

2.2.2. Dental Alaşımlar

Dişhekimliğinde kullanılan metal alaşımları American Dental Association(ADA) tarafından içeriklerine göre üç temel gruba ayrılmıştır: Yüksek soy alaşımlar, soy alaşımlar ve baz metal alaşımları. Yüksek soy metal alaşımları içerik olarak %40 ve üzerinde altın, toplam %60 ve üzerinde soy metal içermektedir. Soy metal alaşımları ise altın oranını önemsemeden içeriğinde %25 ve üzerinde soy metal barındıran metal alaşımlardır. %25'ten az miktarda soy metalin bulunduğu alaşımlar ise baz metal alaşımlar olarak adlandırılmaktadır.

Tablo 1: Dental Metal Alaşımların Sınıflandırılması

Alaşım Türü	Altın Oranı	Soy Metal Oranı
Yüksek Soy Metal Alaşımlar	≥ 40	≥ 60
Soy Metal Alaşımlar		≥ 25
Baz Metal Alaşımlar		≤ 25

Diş hekimliğinde kullanılan soy ve yüksek soy metal alaşımları çok fazla çeşitlilik göstermekle birlikte, ADA sınıflamasını, kullanılan metallerin içeriğine göre alt gruplara ayırmak mümkündür.

Yüksek soy alaşımlar üç alt gruba ayrılır: Au-Ag-Pt alaşımları, ağırlıkça% 70'in üzerinde bir altın içeriğine sahip Au-Cu-Ag-Pd alaşımları (Au-Cu-Ag-Pd-I) ve% 50 ila% 65 arasında bir altın içeriğine sahip Au-Cu-Ag-Pd alaşımları (Au-Cu-Ag-Pd-II). Au-Ag-Pt alaşımları tipik olarak ağırlıkça % 78 altından oluşur ve hemen hemen eşit miktarda gümüş ve platin içerir . Bu alaşımlar, tam metal protezlerde ve metal-seramik restorasyonlarda altyapı olarak kullanılmıştır. Au-Cu-Ag-Pd-I alaşımları tipik olarak ağırlıkça% 75 altın, yaklaşık % 10'ar gümüş ve bakır ile % 2 ila 3 paladyum içermektedir. Au-Cu-Ag-Pd-II alaşımları ise ağırlıkça % 60'tan az altın içerir ve gümüş içeriği azaltılmış altın içeriğini kompanse etmek için arttırılır. Nadiren, bu alaşımlar biraz daha yüksek paladyum ve daha düşük gümüş yüzdelerine sahip olabilmektedir. (Craig 2012 p.211)

Soy alaşımlar dört alt gruba ayrılır: Au-Cu-Ag-Pd alaşımları (Au-Cu-Ag-Pd-III); Au-Ag-Pd-In alaşımları; Pd-Cu-Ga alaşımları; ve Ag-Pd alaşımları. Au-Cu-Ag-Pd-III alaşımları ağırlıkça % 40 altın içeriğine sahiptir. Azaltılmış altın esas olarak gümüşle telafi edilir, bu nedenle bakır ve paladyum içerikleri Au-Cu-Ag-Pd-II alaşımlarından çok farklı değildir. Au-Ag-Pd-In alaşımlarında ağırlıkça % 20 oranında altın, % 40 oranında gümüş, % 20 oranında paladyum ve % 15 oranında indiyum bulunur. Pd-Cu-Ga alaşımları, ağırlıkça % 75 paladyum ve hemen hemen eşit miktarda bakır ve galyum ile az miktarda altın içerir veya hiç altın içermez. Son olarak, Ag-Pd alaşımlarında altın yoktur, ancak ağırlık olarak% 70 gümüş ve ağırlık olarak% 25 paladyum bulunur. ADA sınıflamasına göre, bu alaşımlar paladyum içeriğinden dolayı soy alaşım sayılırlar (Craig 2012 p.212).

Baz metal alaşımlar çeşitli protetik restorasyonlar ve dental araç gereçlerin üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. İskelet protezleri üretmek amacıyla uzun yıllardan beri kobalt-krom alaşımları kullanılmaktadır ve neredeyse tamamen tip IV altın alaşımlarının yerini almıştır. Metal-seramik restorasyonlarda nikel-krom ve kobalt-krom alaşımları sıklıkla kullanılmaktadır. Baz metal alaşımlarına berilyum ilavesi, alaşımın erime sıcaklığını ve yüzey gerilimini azaltarak dökülebilirliğini artırır ve metal-seramik bağlantısını güçlendirir. Bununla birlikte, buhar veya partikül formundaki berilyum, kontakt dermatit, kronik akciğer hastalığı, akciğer kanseri ve osteosarkom dahil olmak üzere çeşitli hastalıklarla ilişkilendirilmiştir. ADA Bilimsel Konseyi, mümkün olduğunca berilyum içeren alaşımların dental restorasyonların

imalatında kullanılmamasını tavsiye etmektedir ve günümüzde üreticiler berilyumu alaşımlarında kullanmamaktadır (Craig 2012 p.224).

Nikel-krom alaşımlarında bulunan nikel, bilinen alerjen etkisinden dolayı önemlidir. Nikele alerjik duyarlılık insidansının, kadınlar için erkeklere göre 5 ila 10 kat daha yüksek ve görülme sıklığının % 5 ila % 8 olduğu bildirilmiştir. Protetik restorasyon öncesi hastanın anamnezi alınırken nikel alerjisi araştırılmalı ve tıbbi öyküsünde nikel alerjisi olan hastalarda nikel içermeyen kobalt-krom alaşımları tercih edilmelidir (Craig 2012, Denkhau ve Salnikov 2000).

İmplantlar, ortodontik teller ve endodontik eğelerin üretiminde titanyum ve titanyum alaşımlarının kullanımı hızla artmaktadır. Ayrıca CAD/CAM teknolojisinin dişhekimliğinde sıkça kullanılmasıyla beraber sabit protetik restorasyonların üretiminde titanyum önem kazanmaya başlamıştır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere piyasada çok sayıda üreticiye ait titanyum bloklar mevcuttur.

Baz metal alaşımlarında kullanılan krom, alaşımların kararma ve korozyon direncinden sorumludur. Bir alaşımın krom içeriği % 30'dan yüksek olduğunda, alaşımın dökülmesi daha zordur. Bu oranın artmasıyla, alaşımda ayrıca sigma (σ) fazı olarak bilinen kırılgan bir faz oluşturur. Bu nedenle dental metal alaşımları % 28 veya % 29'dan fazla krom içermemelidir. Genel olarak, kobalt ve nikel, belirli bir yüzdeye kadar değiştirilebilir öğelerdir. Kobalt, alaşımın elastik modülünü, mukavemetini ve sertliğini nikelden daha fazla artırır. Diğer alaşım elementlerinin bu alaşımların özellikleri üzerindeki etkisi çok daha belirgindir. Kobalt bazlı alaşımların sertliğini arttırmanın en etkili yollarından biri karbon içeriklerini arttırmaktır. Örneğin, karbon içeriği istenen miktarın üzerinde % 0.2 oranında arttırılırsa, alaşım çok sert ve kırılgan hale gelir ve herhangi bir protetik restorasyon üretiminde kullanılamaz. Bunun tersine, karbon içeriğindeki % 0,2'lik bir azalma, alaşımın verimini ve çekme dayanımlarını önemli ölçüde düşürür. Ayrıca, krom, silikon, molibden, kobalt ve nikel gibi bu alaşımlardaki hemen hemen tüm elementler, alaşımların özelliklerini değiştiren karbitler oluşturmak üzere karbonla reaksiyona girer. % 3 ila % 6 molibden varlığı, alaşımların mukavemetine katkıda bulunur (Craig 2012 p.231).

Protetik restorasyon üretimine uygun fizyomekanik özellikleri ve altın alaşımlarına göre düşük maliyeti sebebiyle günümüzde CoCr alaşımlarının kullanımı giderek artmaktadır. Nikel alaşımlarında bulunan nikelin toksik ve alerjik etkisi

nedeniyle bu alaşımların yerini CoCr alaşımları almaktadır (Jabbari 2019, Viennot ve ark 2005, Denkhaus ve Salnikov 2000). CoCr alaşımları yüksek elastiklik modülü, biyouyumluluk, korozyon ve karama direncine sahiptir (Evans ve Thomas 1986, Craig ve Hanks 1988, Viennot ve ark. 2005, Mueller 1987). CoCr alaşımları dişhekimliğinde 1930'lu yıllarda hareketli parsiyel protezlerin üretimi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Metal-seramik restorasyonlarda metal altyapı olarak kullanılması ise ilk kez 1959 yılında önerilmiştir.

CoCr alaşımlarını oluşturan üç temel element Co, Cr ve Mo' dir. Bu üç elementin oranı üreticilere göre değişmekte olup, %33.9-60.2 Co, % 21.4-30.1 Cr ve %12.7' ye varan Mo kullanılmaktadır. Bu üç metalin yanında alaşımın özelliklerini istenilen düzeye getirebilmek için Ce, Ga, Nb gibi elementler eser miktarda kullanılmaktadır. Bu sayede metal-seramik bağlantısı için gerekli olan oksidasyon karakteristiği, termal genleşme katsayısı, alaşımın akıcılığı ve gren yapısı kontrol edilebilmektedir (Jabbari 2014).

Dişhekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla birlikte CoCr alaşımları geleneksel döküm tekniğinin yanında CAD/CAM bloklarından kazınarak veya lazer sinterleme tekniğiyle de üretilebilmektedir (Serra-Prat ve ark 2014). Geleneksel döküm tekniği ile üretilen altyapılarda, metal alaşımında internal poroziteler meydana gelebilir. CAD/CAM sisteminde kullanılan bloklar ise endüstriyel olarak yüksek standartlarda üretilmekte olup homojen bir yapıya sahiptir (Zhou ve ark. 2018).

Tablo 2: Yüksek Soy ve Soy Alaşımlar-Craig(2012)' den.

ALAŞIMIN TİPİ	Ag	Au	Cu	Pd	Pt	Zn	Diğer
YÜKSEK SOY ALAŞIMLAR							
<i>Au-Ag-Pt</i>	11.5/19.3	78.1/71.4	-	-	9.9/9.2	-	Ir
<i>Au-Cu-Ag-Pd-I</i>	10.0/13.6	76.0/56.5	10.5/24.2	2.4/3.4	0.1/0.1	1.0/2.0	Ru
<i>Au-Cu-Ag-Pd-II</i>	25.0/30.0	56.0/36.6	1.8/23.9	5.0/6.1	0.4/0.3	1.7/3.4	Ir
SOY ALAŞIMLAR							
<i>Au-Cu-Ag-Pd-III</i>	47.0/53.3	40.0/24.8	7.5/14.4	4.0/4.7	-	1.5/2.8	Ir
<i>Au-Ag-Pd-In</i>	38.7/36.1	20.0/10.3	-	21.0/33.3	-	3.8/5.8	In 16.5
<i>Pd-Cu-Ga</i>	-	2.0/1.0	10.0/15.8	77.0/73.1	-	-	Ga 7.0/10.1
<i>Ag-Pd</i>	70.0/69.0	-	-	25.0/25.0	-	2.0/3.3	In 3/2.3

2.2.3. Metal Destekli Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımların Özellikleri

Protetik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları birtakım temel özelliklere sahip olmalıdır (Craig 2012 pp.222-225) :

1. Alaşımın kimyasal yapısı, hasta veya hekime zararlı toksik veya alerjik etkiler yaratmamalıdır.
2. Alaşımın kimyasal özellikleri ağız içi ortamda korozyona ve fiziksel değişikliklere karşı dirençli olmalıdır.
3. Isı iletkenliği, erime sıcaklığı, termal genleşme katsayısı ve mukavemeti gibi fiziksel ve mekanik özelliklerinin tümü gereklilikleri karşılamalıdır.
4. Üretimi ve ağız içinde uyumlanabilirliği kolay olmalıdır.
5. Soy metallere göre daha ekonomik ve kolay erişilebilir olmalıdır.
6. Erime derecesi porselenin pişirilme derecesinden ve gerekli durumlarda köprü protez parçalarını birleştirmek üzere kullanılan lehimden daha yüksek olmalıdır.
7. İyi bir seramik bağlantısı için yüzeyinde yeterli miktarda metal oksitler barındırabilmeli ve yüzeyi pürüzlendirilebilmelidir.
8. Termal genleşme katsayısı üstyapı porseleninden çok az daha yüksek olmalıdır. Bu sayede soğuma esnasında porselende kompresyon oluşturarak bağlantıyı kuvvetlendirir.
9. Rijit ve yüksek mukavementli olmalıdır. Çiğneme kuvvetlerinde esnememeli ve bu sayede porselenin kırılmasını engellemelidir.
10. Isıl işlemlerde distorsiyon oluşmasına engel olacak kadar yüksek akma dayanımına sahip olmalıdır.
11. Yüksek döküm hassasiyetine sahip olmalıdır.

2.2.4. Metal Altyapı Üretim Teknikleri

Günümüzde metal altyapılar geleneksel döküm yöntemi ve CAD/CAM yöntemi olmak üzere iki farklı yöntem kullanılarak elde edilmektedir.

2.2.4.1. Geleneksel Döküm Tekniği

Geleneksel döküm yöntemi kayıp mum esasına dayanmaktadır. Elde etmek istenilen altyapının bire bir aynısı olacak şekilde mumdan veya artık bırakmayan akrilik reçine esaslı malzemeden bir maketi yapılır. Daha sonra bir döküm boşluğu elde etmek amacıyla mum maketin kalıba alınması gerekmektedir. Bu amaçla revetman adı verilen ısıya dayanıklı (Refrakter), seramik esaslı bir malzeme kullanılır. Daha sonra bir fırın yardımıyla uygun sıcaklıkta mum modelin eliminasyonu yapılır. Elde edilen boşluğa uygun biçimde eritilen metal ya da metal alaşımları özel cihaz ve yöntemlerle dökülür. Her aşama, elde edilmek istenen metal altyapının boyutsal doğruluğuna ve detay hassasiyetine etki edebilmektedir. Bu nedenle herhangi bir aşamada yapılacak hatalar protezin uyumuna olumsuz yönde etkileyebilmektedir.

2.2.4.2. CAD/CAM Tekniği

Dişhekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin etkisi hızla artmakta olup metal altyapıların üretiminde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Altyapı üretimi amacıyla temel olarak iki yöntem kullanılmaktadır: Bloktan kazıma yöntemi ve lazer sinterleme yöntemi (Serra ve ark 2014).

CAD/CAM sistemleri ile kullanılması amacıyla günümüzde seramik ve metal bloklar mevcuttur. Ti ve CoCr alaşımları için endüstriyel şartlarda yüksek hassasiyette hazırlanan bloklar piyasada mevcuttur. Lazer sinterleme yönteminde ise metal alaşım tozları birleştirilerek bilgisayar programında tasarlanan altyapı elde edilmektedir. Bu sayede madde ziyarı söz konusu olmamaktadır.

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan üç boyutlu tarayıcıların hassasiyeti, altyapı tasarımı için kullanılan bilgisayar programının etkinliği ve tarama ünitesinin hassasiyeti, kullanılan frezlerin durumu gibi etkenler altyapıların uyumunu etkileyebilir.

2.2.5. Metal Altyapının Uyumunu Etkileyen Faktörler

İmplant destekli protezlerin nihai halininin elde edilmesi birkaç aşamadan oluşmaktadır ve her aşama protez ile abutment arasındaki uyuma etki edebilmektedir.

Abutment ile protez arasında tamamen pasif bir uyumun elde edilebilmesi için bu aşamalarda meydana gelen distorsiyon toplamının sıfıra eşit olması gerekmekte olup bu olgu ‘Distorsiyon denklemi’ olarak adlandırılmaktadır (Wee ve ark. 1999). Buzayan laboratuvar ve klinik aşamaları içeren distorsiyon denklemini aşağıdaki gibi sıralamıştır (Buzayan 2014) :

- Ölçü alma aşaması.
- Ana modelin elde edilmesi.
- Mum modelajın elde edilmesi.
- Altyapının üretimi.
- Altyapı üzerine estetik materyalin uygulanması (Porselen, akrilik vs).
- Teslim aşaması.

2.2.5.1. Ölçü

İmplant destekli protezlerde ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörler kullanılan ölçü materyalinin özellikleri, ölçü alırken kullanılan teknik, implantların sayısı ve pozisyonları olarak sıralanabilir (Buzayan 2014).

Polimer zincirlerinin çapraz bağlanarak yapısının değişmesi nedeniyle ölçü maddelerinde büzülme meydana gelmektedir. Kimyasal tepkimenin doğal ve kaçınılmaz bir sonucu olan bu boyutsal değişiklik 50 mikron dolayındadır (Assuncao 2004, Lee 2008, Rashidan 2012). Eğer su tutulumu var ise tersine boyutsal olarak artış gözlenmektedir.

İmplant üstü protez ölçülerinde, üstün boyutsal doğrulukları nedeniyle genellikle ilave tipi silikon ve polieter ölçü maddeleri kullanılmaktadır. Kullanılan ölçü maddesinin boyutsal stabilitesinin yanında beklenen bir diğer özelliği ise ölçünün ağızdan çıkarılırken yırtılmasını önleyecek ve rahatça çıkarılabilecek kadar esnek, model alçısı dökülürken içerisinde bulunan implant ölçü parçasının hareketine izin vermeyecek kadar rijit bir yapı sergilemesidir (Buzayan 2014).

İlave tipi silikon ve polieter ölçü maddeleri ile alınan ölçüler doğruluk açısından birbirine yakın karakter göstermektedir (Daoudi 2001, Wenz ve Hertrampf

2008). Ağız içinde mevcut implantlar birbirine paralel olarak yer aldığında polieterler, açılı ve dişeti seviyesinden daha derinde yer aldığında ise ilave tipi silikonlar ile daha doğru ölçü elde etmek mümkün olmaktadır (Sorrentino ve ark. 2010).

Ölçü maddesinin ölçü kaşığı içerisinde üniform bir kalınlıkta olması ölçünün doğruluğu açısından önem taşımaktadır. Ölçü maddeleri kişiye özel olarak hazırlanan ölçü kaşıklarında, hazır ölçü kaşıklarına göre daha üniform bir dağılım göstermektedir. Bu nedenle kişiye özel ölçü kaşığı ile daha doğru bir ölçü elde etmek mümkün olmaktadır (Donovan ve Chee 2004, Burns 2003).

İmplant sayısı veya açısı arttıkça ölçü kaşığını ağızdan çıkarmak zorlaşmakta ve ölçü maddesinin deforme olma olasılığı artmaktadır. Bu nedenle ölçünün doğruluğu ile implantların çap ve sayısı arasında ters orantı vardır (Carr 1991, Carr 1992).

İmplant üstü protezlerde iki temel ölçü tekniği vardır: Direkt teknik (Açık kaşık tekniği) ve indirekt teknik (Kapalı kaşık tekniği). Direkt teknikte ölçü postlarına denk gelen yer açık kalacak biçimde özel kaşık hazırlanır. Açık ölçü parçaları implantlara vidalanarak ölçü alınır. Bu teknikte ölçü postunun vidası ölçünün dışında kalmaktadır. Ölçü maddesinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra vidalar açılarak ölçü kaşığı ağızdan çıkarılır. Böylece ölçü postlarının tekrar ölçüye yerleştirilmesine gerek kalmaz ve implantların açısı net biçimde korunmuş olur. İmplant analoglarının, ölçü içinde kalan ölçü postlarına vidalanması esnasında, ölçü postlarının rotasyona uğrama ihtimalinin artması ise direkt tekniğin dezavantajıdır (Carr 1991, Conrad ve ark. 2007). İndirekt teknikte ise ölçü kapalı bir kaşıkla alınmaktadır. Ölçü kaşığı ağızdan çıkarıldıktan sonra, implant analogu ile dışarıda vidalanan ölçü postu ölçüdeki yerine yerleştirilmektedir. Bu teknikte kaşık ağızdan çıkarılırken, özellikle açılı implant yerleşimlerinde ölçünün deforme olma ihtimali artar. Ayrıca ölçü postlarının tekrar yerine yerleştirilmesi sırasında hata yapmamak için çok dikkatli davranılmalıdır (Conrad ve ark. 2007, Carr 1991).

Lee ve arkadaşları yapmış oldukları literatür derlemesinde, üç veya daha az sayıda implant bulunan vakalarda direkt ve indirekt ölçü tekniklerinin doğruluğu arasında anlamlı bir fark bulunmadığı, üçten fazla implant bulunan vakalarda ise direkt ölçü tekniğinin daha doğru sonuç verdiği kanaatine varmışlardır (Lee ve ark. 2008).

2.2.5.2. Ana Modelin Hazırlanması

Sabit veya hareketli protezlerin büyük kısmı ağız dışında indirekt olarak hazırlanmaktadır. Bu nedenle hastanın diş ve komşu destek yapılarının net biçimde taklit edilmesi gerekmektedir. Aksi halde ağız içine uyumlu protez elde etmek çok güçtür. Ağız içinin net bir dublikatının elde edilmesi için hatasız bir ölçünün alınması çok önemlidir. Hatasız ve net bir ölçü, ana modelin elde edilmesi için uygun bir kalıp oluşturmaktadır.

Ana modelin hassas bir biçimde elde edilebilmesi için diğer önemli faktör ana modelin elde edileceği materyaldir. Ana model elde etmek amacıyla kullanılan materyallerde arana özellikler aşağıda ki gibi sıralanabilir(Nayır 1999 pp.25-26);

- Kullanım ve saklama sırasında boyutsal stabilitesi iyi olmalıdır.
- Hazırlanırken ısı değişikliklerine bağlı olarak genleşmeye veya büzölmeye uğramamalıdır.
- Pürüzsüz ve sert bir yüzeye sahip olmalı, ince detayları net bir şekilde modele yansıtabilmelidir.
- Çalışma esnasında kırılma ve aşınmalara karşı dirençli olmalıdır.
- Modelaj sırasında, modelaj materyalleri ile kontrast yapacak renkte olmalıdır.

Ana modelin elde edilmesi amacıyla alçı ürünleri kullanılmaktadır. Alçı doğada alçıtaşı olarak bulunmaktadır. Alçıtaşının kimyasal formülü ‘Kalsiyum sülfat dihidrat ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$)’ tır. Öğütölüp ardından ısıtılarak yapısındaki 2 mol suyun %75’ i elimine edilir. Böylece kalsiyum sülfat hemihidrat ($\text{CaSO}_4 \cdot 1/2 \text{H}_2\text{O}$) yapıdaki alçı tozu elde edilmiş olur. Tersinir ve egzotermik bir reaksiyondur. Elde edilen alçı tozu tekrar 1.5 mol su ile karıştırıldığında kalsiyum sülfat dihidrat elde edilmekte ve 3900 kalori ısı açığa çıkmaktadır(Nayır 1999 p.26).

ADA sınıflamasına göre dişhekimliğinde kullanılan alçıların 5 tipi vardır;

Tip 1: Ölçü alçısı.

Tip 2: Model alçısı.

Tip 3: Sert alçı.

Tip 4: Yüksek dayanıklılığa ve düşük genleşmeye sahip sert alçı.

Tip 5: Yüksek dayanıklılığa ve yüksek genleşmeye sahip sert alçı.

Bütün dental alçı tipleri aynı kimyasal yapıya sahip olmakla birlikte farklı fiziksel özellikler sergilemektedir. Bu farklılık elde edilmiş yöntemlerinden kaynaklanmaktadır. Tip 4 ve Tip 5 sert alçılar, alçı taşının %30' luk kalsiyum klorid solüsyonunda kaynatıldıktan sonra 100°C' de sıcak su ile yıkanarak kloridin uzaklaştırılması ve öğütülmesi ile elde edilmekte olup en yoğun alçı tipleridir.

Alçı maddelerinin özelliklerini ve kullanımlarını değiştirmek amacıyla içeriğine farklı kimyasal maddeler eklenmektedir. Potasyum sülfat ve sertleşmiş kalsiyum sülfat dihidrat, alçının sertleşmesini hızlandırmaktadır. Az miktarda sodyum klorid sertleşmeyi hızlandırmakla birlikte sertleşme genleşmesini arttırmaktadır. Tip 4 sert alçıyı Tip 5 sert alçıdan ayıran özellik, içeriğinde sertleşme genleşmesini azaltan ekstra tuzlar bulundurmasıdır.

Teorik olarak, kalsiyum sülfat hemihidrat sertleşme esnasında hacimsel olarak büzülmevidir. Fakat yapılan deneysel çalışmalarda,sertleşme esnasında alçı ürünlerinin doğrusal olarak genleştiği tespit edilmiştir. Kalsiyum sülfat dihidrat kristalinin oluşmasına bağlı dış boyutlardaki genleşme ile eş zamanlı meydana gelen hacimsel büzülme, alçı ürünlerinin sertleşme sonrasında poröz yapıda olmasına sebep olmaktadır.

Alçı karıştırılırken kullanılan su/toz oranı, karıştırma hızı ve kullanılan suyun sıcaklığı da alçının sertleşme genleşmesi üzerinde etkili olmaktadır. Su/toz oranı arttıkça sertleşme genleşmesi azalmaktadır. Karıştırma hızı ve suyun sıcaklığının artması ise sertleşme genleşmesinde azalmaya neden olmaktadır(Nayır 1999 pp.28-29).

2.2.5.3. Mum modelaj

Geleneksel döküm yöntemi ile altyapı elde etmek amacıyla kayıp mum tekniği kullanılmaktadır. Kayıp mum tekniğinde, nihai olarak elde etmek istediğimiz altyapının mum veya dökülebilir akrilik reçine esaslı bir materyal ile çalışma modeli üzerinde modelajı yani maketi yapılmaktadır. Elde edilen modelaj revetmana alınmakta ve mum eliminasyon fırınında belirli sıcaklık derecesinde ve sürede ısıtılarak, modelajın revetman içerisinden eliminasyonu sağlanmaktadır. Modelaj uzaklaştırıldıktan sonra revetman içinde ortaya çıkan boşluğa merkezkaç kuvveti kullanılarak eriyik haldeki metal doldurulmaktadır. Revetman soğuduktan sonra dikkatlice kırılarak metal altyapı açığa çıkarılmaktadır. Metal altyapının üzerinde kalan revetman artıkları kumlanarak tamamen temizlenmektedir. Daha sonra tesviye işlemi yapılarak prova için hazır hale getirilmektedir.

Mumlar genellikle oda ısısında katı halde bulunan termoplastik materyaller olarak tanımlanmaktadır. Elde ediliş biçimlerine göre doğal ve sentetik mumlar olarak ikiye ayrılırlar. Doğal mumlar madensel olarak elde edilebildiği gibi bitkilerden, hayvanlardan ve böceklerden de elde edilebilmektedir. Sentetik mumlar ise laboratuvar ortamında uygun monomerler kullanılarak üretilen rafine mumlardır(Nayır 1999 p.31).

Diş hekimliğinde kullanılan mumlar farklı molekül ağırlıklı doğal ve sentetik mumların karışımından oluştuğu için tek bir erime dereceleri yoktur. Belirli sıcaklıkta yapıları bozulmadan yumuşarlar. Isıtılmaya devam edildiğinde akışkan sıvı haline gelirler. Elastik modülü ve baskı dayanımı gibi mekanik özellikleri kötüdür. Döküm modelajlarında, inley restorasyon yapımında ve kapanış kaydı alınmasında sıklıkla kullanılmaktadırlar.

Döküm mumlarında olması beklenen temel özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir(Nayır 1999 p.31);

- Modelaj esnasında şekillendirilebilmesi kolay olmalıdır.
- Oda ısısında akışkan olmamalıdır.
- Şekillendirildikten sonra şekil ve boyut değişikliğine uğramamalıdır.

- Model üzerinden çıkartılırken hasar görmemelidir. Özellikle sabit protezlerde kole bölgesi kırılmalara karşı dirençli olmalıdır.
- Döküm öncesinde artık bırakmadan tamamen ortamdan uzaklaştırılabilmelidir.

Mum modelajın uyumu ve boyutsal stabilitesi soğuma esnasında oluşan boyutsal değişikliğe bağlıdır. Mum modelajda ısısal gerilimlerin oluşması distorsiyona sebep olabilir. Mumlar kısmen elastik maddelerdir. Isı ile deforme olduktan sonra eski hallerine dönme eğilimindedir. Bu denkle hazırlanan mum modelajda distorsiyonlar görülebilir. Ayrıca mekanik özelliklerinin zayıf olması nedeniyle döküme kadar olan süreçte modelaj üzerinde çeşitli deformasyonlar oluşabilir. Bu nedenle gerek hazırlanırken gerekse döküme alma esnasında oldukça titiz bir çalışma gerekmektedir.

Geleneksel döküm yönteminde mumların dışında akrilik reçineler de kullanılabilir. Bu tip akrilik reçineler döküm mumlarında olduğu gibi artık madde bırakmadan kolaylıkla ortamdan uzaklaştırılabilirler. Aşınma ve kırılma gibi mekanik özellikleri mumlara göre oldukça üstündür. Ayrıca oda ısısında katı halde olup yumuşamazlar. Toz ve likit üretici tarafından önerilen oranlarda karıştırılarak yumuşak kıvamda uygulanır ve kısa sürede polimerize olarak rijit bir hale gelirler.

Akrilik reçineler polimerizasyon sırasında büzülürler(Nayır 1999 p.76). Büzülme oranları üretici talimatlarında belirtilmektedir. Bu nedenle uygulama esnasında oldukça titiz davranılması gerekir. Büzülmeyi kontrol altında tutabilmek amacıyla uzun bölgelerin küçük parçalar halinde uygulanması, gerekirse modelaj tamamlandıktan sonra yeterli süre beklenip üyeler arasından ayrılarak tekrar birleştirilmesi gibi yöntemler uygulanabilir. Ayrıca akrilik reçinelerin deformasyona karşı gösterdiği direnç mumlara oranla oldukça yüksek olduğundan, metal altyapı provası öncesinde akrilik modelaj ile ağız içinde prova yapılabilir. Akrilik modelajın ağız içinde uyumu değerlendirilir ve varsa gerekli düzeltmeler hekim tarafından kısa sürede yapılarak hatasız biçimde döküme alınabilir.

Günümüzde altyapı modelajlarının elde edilmesinde CAD/CAM sistemleri de kullanılmaktadır. Sistemlerin kendine özgü mum veya akrilik reçine blokları mevcuttur. Çalışma modeli bir masaüstü model tarayıcı tarafından taranarak üç boyutlu sanal model elde edilir. Sanal model üzerinde altyapı tasarımı bir bilgisayar programı

kullanılarak tamamlanır ve freze ünitesine gönderilir. Böylece firma tarafından homojen biçimde hazırlanmış bloklardan modelajlar elde edilmiş olur. Blokların firma tarafından daha standart ve homojen biçimde hazırlanması sebebiyle iç gerilimler ve dolayısıyla distorsiyon riski oldukça düşüktür. CAD/CAM sistemlerinde tarayıcının ve freze ünitesinin hassasiyeti ile bilgisayar programının ve kullanıcının becerisi altyapının uyumunu etkileyebilir.

2.2.5.4. Altyapının Üretimi

Yukarıda anlatıldığı gibi metal altyapılar döküm ve CAD/CAM sistemi olmak üzere iki temel yöntem ile üretilebilmektedir. CAD/CAM sisteminde freze ünitesinin ve 3 boyutlu tarayıcının hassasiyeti ve aşındırıcı frezlerin durumu üretim hassasiyetine etki edebilir. Döküm yönteminde ise labaratuvar aşamaları daha karmaşık ve dikkat gerektirmektedir. Döküm sisteminde ‘kayıp mum’ tekniği kullanılır. Hazırlanan mum modelaj revetmana alınarak daha sonra yüksek sıcaklıkta kalıbın içinden uzaklaştırılır.

Revetmanlar, alçılarda olduğu gibi toz ve likidin belirli oranlarda karıştırılmasıyla akıcı kıvamda elde edilir ve döküldükten bir süre sonra sertleşirler. Revetmanlar erimiş alaşımın döküleceği kalıbı oluşturduğu için döküm hassasiyetini doğrudan etkilemektedirler (Johnston ve ark 1971, Fusayama ve Ogata 1966, Fusayama 1959, Cooney ve ark. 1979, Ho ve Darwell 1998). Bu nedenle revetmanların sahip olmak zorunda olduğu özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir;

- Manipülasyonu kolay olmalıdır. Mum maket üzerine rahat biçimde uygulanabilmelidir (Çalikkocaoğlu 2000).
- Döküm altyapının detaylarını ve kole bölgelerinin net bir şekilde çıkabilmesi için düz bir yüzeye sahip olmalıdır. (Çalikkocaoğlu 2000, Konstantoulakis 1998, Hutton ve Marshall 1993).
- Yüksek sıcaklıklara dayanabilmeli, döküm esnasında metal alaşımın kuvvetine karşı koyabilecek mukavemette olmalıdır (Nayır 1999, Fusayama ve Yamane 1973).

- Metalin büzülmesini kompanse edebilecek kadar genle ebilmelidir. (Nayır 1999,  alikkocao lu 2000, Shillinburg ve ark. 1997, Johnson ve ark 2003, Lacy ve ark 1983, Hutton ve Marshall 1993)
- Hava ve döküm esnasında oluşabilecek gazların döküm bo lu undan ka abilmesine olanak sağlayacak şekilde poröz yapıda olmalıdır (Nayır 1999  alikkocao lu 2000, Ballard 1975).
- Dökümden sonra alaşım üzerinden kolayca ayrılabilmeli, alaşım ile kimyasal tepkimeye girmemelidir ( alikkocao lu 2000, Hutton ve Marshall 1993).

Revetmanların yapısında temel olarak    bileşen mevcuttur: Refrakter madde,bağlayıcı madde ve diğer kimyasallar.

Refrakter madde genellikle silikon dioksitin kuvarzt, tridimit veya kristobalit formlarıdır. Kalıbın sert ve dayanıklı olmasını sa lar. Yüksek sıcaklıklara dayanabilme özelliğine sahiptir. Bütün dental revetmanlarda bulunurlar.

Refrakter maddeler tek ba larına katı bir kitle olu turamayaca ı için, revetmanın içeriğinde bağlayıcı maddeler bulunmaktadır. Kullanılacak alaşımın türüne uygun farklı ba layıcılı revetman tipleri mevcuttur. Altın alaşımları için temel olarak alfa kalsiyum sülfat hemihidrat ba layıcılı revetmanlar kullanılmaktadır. Daha yüksek erime dereceleri olan metal alaşımlarda ise fosfat veya silika ba layıcılı revetmen kullanılmaktadır.

Yalnızca refrakter ve bağlayıcı maddeler, revetmanın istenilen özelliklere sahip olmasına yetmezler. Bu nedenle revetmanın içeriğine az miktarda sodyum klorid, borik asit, potasyum sülfat, grafit, bakır tozu ve magnezyum oksit gibi kimyasallar eklenir. Böylece revetmanın fiziksel özellikleri istenilen şekilde ayarlanabilmektedir. Revetmanın yapısına eklenen sodyum klorid ve borik asit metalin büzülmesini kompanse edecek oranda termal genleşme katsayısını düzenler. Böylece metal altyapının boyutsal hassasiyeti korunmaya çalışılmaktadır (Hung ve ark. 2003, Watari ve ark 1990, Nshimura ve ark. 1990, Nakai 2002, Tsuruta ve ark 1990, Earnshaw 1975, Yan ve ark. 1998, Kamemizu ve ark 1985).

2.2.5.5. Seramik Uygulama

Metal-seramik restorasyonlarda üretilen metal altyapılar porselen uygulama aşamalarında birkaç defa ısıtılma işlemine tabi tutulmaktadır. Isıl işlemler esnasında metal altyapıda distorsiyon oluşabileceği ve bu nedenle restorasyonun uyumunun bozulabileceği ileri sürülmektedir (Lakhani ve ark 2002). Özellikle daha ince yapıda olan kole sınırlarında yüksek derecede metal altyapıda meydana gelebilecek akma, protezin kenar uyumunu bozabilmektedir. Meydana gelen distorsiyonların yalnızca ısıtılma işlemlerden mi kaynaklandığı, porselen kitlesinin de distorsiyona etkisi olup olmadığı konusu ise literatürde kesin olarak belirtilmemiştir.

2.2.5.6. Teslim

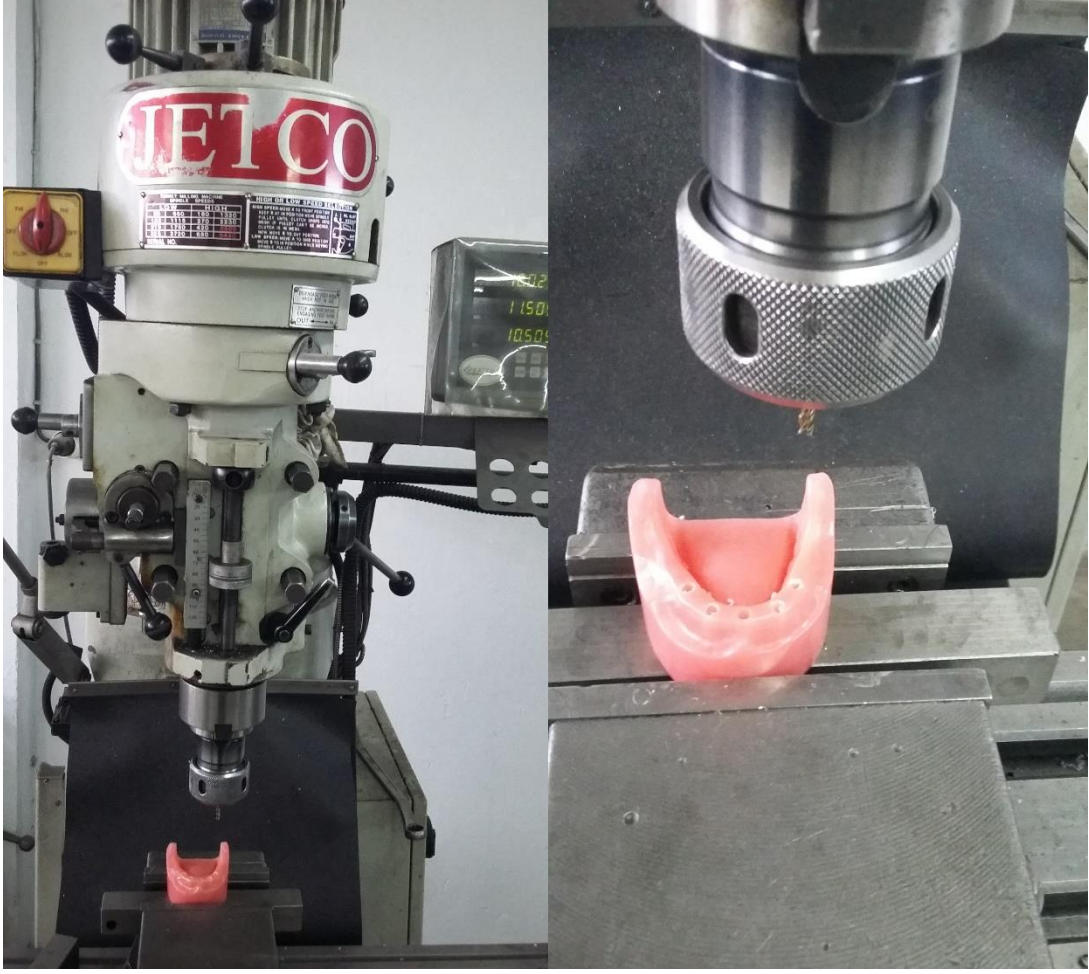
Ölçülerin, mum kapanışların ve protetik restorasyonların laboratuvara transfer sürecinde oldukça titiz davranılmalıdır. Provalarda ve teslimde restorasyonlar mutlaka bir kutu içinde gönderilmeli, restorasyonlar üzerine herhangi bir distorsiyona sebep olabilecek yüklerin gelmediğinden emin olunmalıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.Ana Modelin Hazırlanması

Çalışmamızda tam dişsiz alt çene modeli kullanıldı. Ana modeli elde etmek amacıyla, normal oda şartlarında kendi kendine polimerize olan polimetilmetakrilat esaslı akrilik malzeme kullanıldı (İmicryl SC, Türkiye). Ana modeli elde etmek amacıyla, dişsiz ağız boyutlarına uygun olarak seçilen hazır silikon kalıp kullanıldı. Akrilik, üretici tavsiyeleri doğrultusunda uygun toz-likit oranında karıştırılarak, hava kabarcığı oluşmasını engellemek amacıyla vibratör üzerinde kalıba döküldü ve polimerize olması beklendi. Polimerizasyondan sonra model kalıptan çıkarılarak tesviye ve cila işlemleri uygulandı ve implant analoglarının yerleştirilmesine hazır hale getirildi.

İmplant analoglarının yerleştirilmesi amacıyla, analogların çapından bir miktar daha geniş ve birbirine paralel yuvalar hazırlandı. Yuvaların açılmasında hassas bir freze cihazı kullanıldı (Jetco, Türkiye). İlk önce, en ön bölgedeki analogun yerleştirileceği yuva, analog boyundan 1 mm kısa olacak şekilde hazırlandı. Hazırlanan ilk yuvaya simetrik olacak şekilde sağ ve sol bölgeye ikişer yuva daha açıldı. En distal bölgedeki yuvalar, foramen mentaleler arasındaki mesafe(Singh 2011) göz önünde bulundurularak, foramen mentalelerin 2 mm önünde konumlanacak şekilde hazırlanırken, ortadaki yuvalar yaklaşık olarak kanin dişleri bölgesinde hazırlandı. Yuvaların derinlikleri ayarlanırken, en ön bölgeye açılan yuvaya yerleştirilecek olan analogun oklüzal düzlemi referans alındı ve diğer analogların oklüzal düzlemleriyle aynı düzlem üzerinde olacak şekilde yuvaların derinliği ayarlandı. Yuvalar basınçlı hava ile temizlendikten sonra implant analogları (Biohorizons, USA) yerleştirilerek kontrol edildi ve modelin elde edildiği akrilik malzeme ile modele sabitlendi. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra abutmentlar (Biohorizons, USA) analoglar üzerine üretici tavsiyesi doğrultusunda, ayarlanabilir bir implant anahtarı kullanılarak 25 Nm kuvvet ile sıkıldı.



Şekil 3.1: Hassas Freze Cihazı ile Analogların Yerleştirileceği Yuvaların Hazırlanışı.



Şekil 3.2: Ana Modelin Önden Görünüşü.



Şekil 3.3: Ana Modelin Oklüzalden Görünüşü.

3.2.Üç Boyutlu Sanal Modelin Elde Edilmesi

Ana model hazırlandıktan sonra, modeli sanal ortama aktarabilmek amacıyla bir masaüstü dental tarayıcı kullanıldı (Shining 3D, China). Öncelikle ana modelde abutmentların üzerine tarama kepleri yerleştirildi ve 10 Nm kuvvet ile sıkıldı.



Şekil 3.4: Tarama Kepleri Yerleştirilen Ana Model.

Tarama esnasında yansımaları engellemek ve daha net veri alabilmek amacıyla model yansımayı engelleyen bir toz ile kaplandı.



Şekil 3.5: Yansıtıcı Toz ile Kaplanan Ana Model.

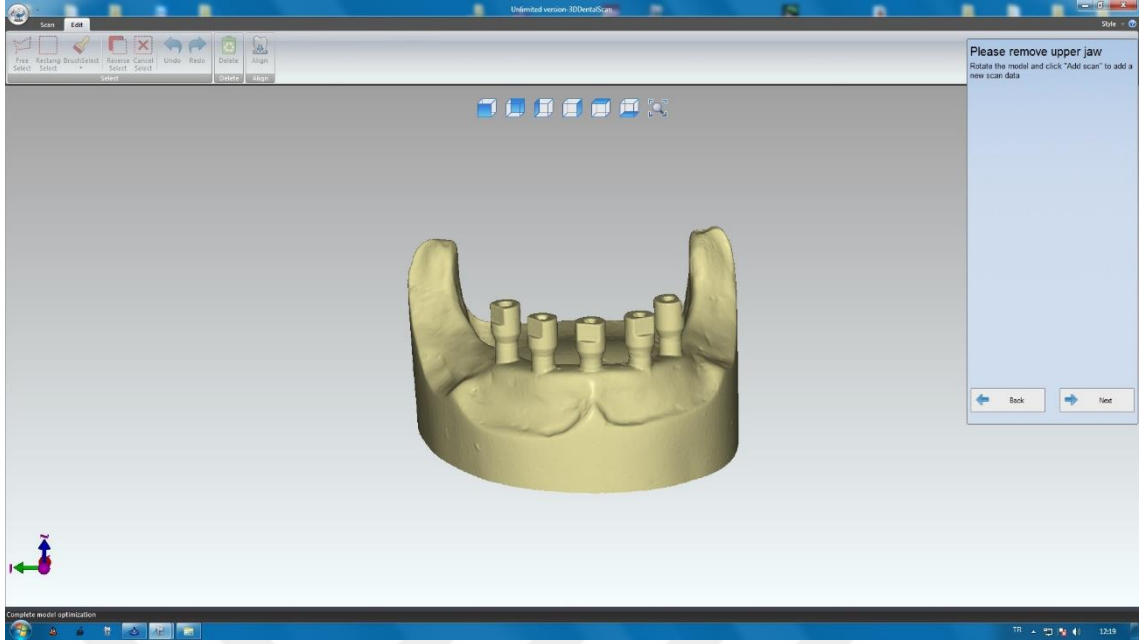
Toz ile kaplanan ana model masaüstü dental tarayıcıya yerleştirildi, tarama işlemi başlatıldı ve tarama sonunda STL formatında sanal model elde edildi.



Şekil 3.6: Masaüstü Dental Tarayıcı (Shining 3D, China).



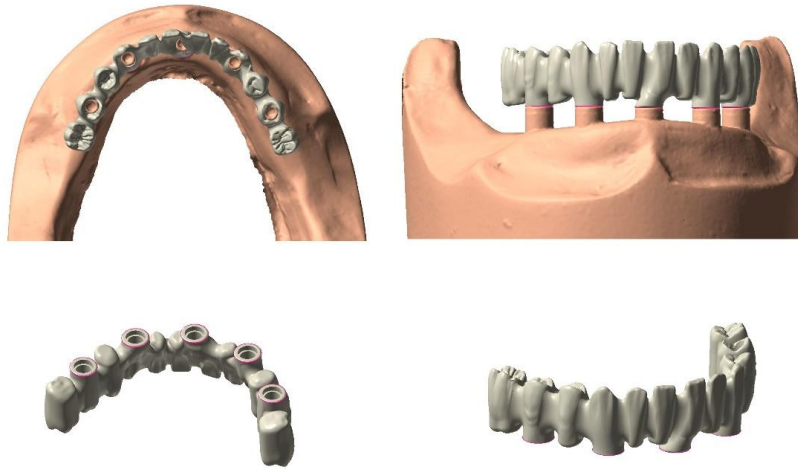
Şekil 3.7: Ana Modelin Taranması.



Şekil 3.8:Tarama Sonucu Elde Edilen Sanal Model.

3.3.Metal Altyapıların Tasarımı ve Üretimi

Çalışmamızda döküm tekniği ve CAD/CAM tekniği olmak üzere iki farklı teknikle metal altyapı üretimi yapıldı. Bilgisayar ortamında, sanal model üzerinde bu amaca özel olarak hazırlanmış bir yazılım (Delcam DentCAD 2011) kullanılarak beş dayanak, beş gövde ve iki kanat olmak üzere toplam on iki üyeli altyapı tasarımı gerçekleştirildi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9: Altyapı Tasarımı.

CAD/CAM altyapıların üretilmesi amacıyla bilgisayara bağlı bir freze ünitesi kullanıldı (Chrome Mill, Türkiye). Tasarım, bilgisayar vasıtasıyla bağlı olduğu freze ünitesine gönderildi ve CoCr içerikli bloktan(Kera Disk, Germany) 10 adet metal altyapı elde edildi (Şekil 3.10). Her bir bloktan beş adet metal atyapı freze edildi (Şekil 3.11). Elde edilen altyapılar ana model üzerinde denenerek uyumu kontrol edildi (Şekil 3.12).

Döküm metal atyapıların standard bir şekilde üretilmesi amacıyla CAD/CAM yöntemi için kullanılan altyapı tasarımı kullanılarak, dökülebilir PMMA (Polimetilmetakrilat) bloklardan(On dent, Türkiye) 10 adet altyapı modelajı üretildi (Şekil 3-13, 3.14, 3.15). Üretilen modelajlar geleneksel döküm tekniğine uygun olarak revetmana(Maruvest, Germany) alındı (Şekil 3.16,3.17) ve modelajların eliminasyonu yapıldı. İndüksiyonlu bir döküm cihazı kullanılarak CoCr içerikli metalden altyapıların dökümü yapıldı (Şekil 3-18). Elde edilen altyapı döküm yollarından ayrıldı, kumlandı ve sadece ölçüm yapılacak olan vida deliklerinin tesviyesi yapıldı (Şekil 3.19).



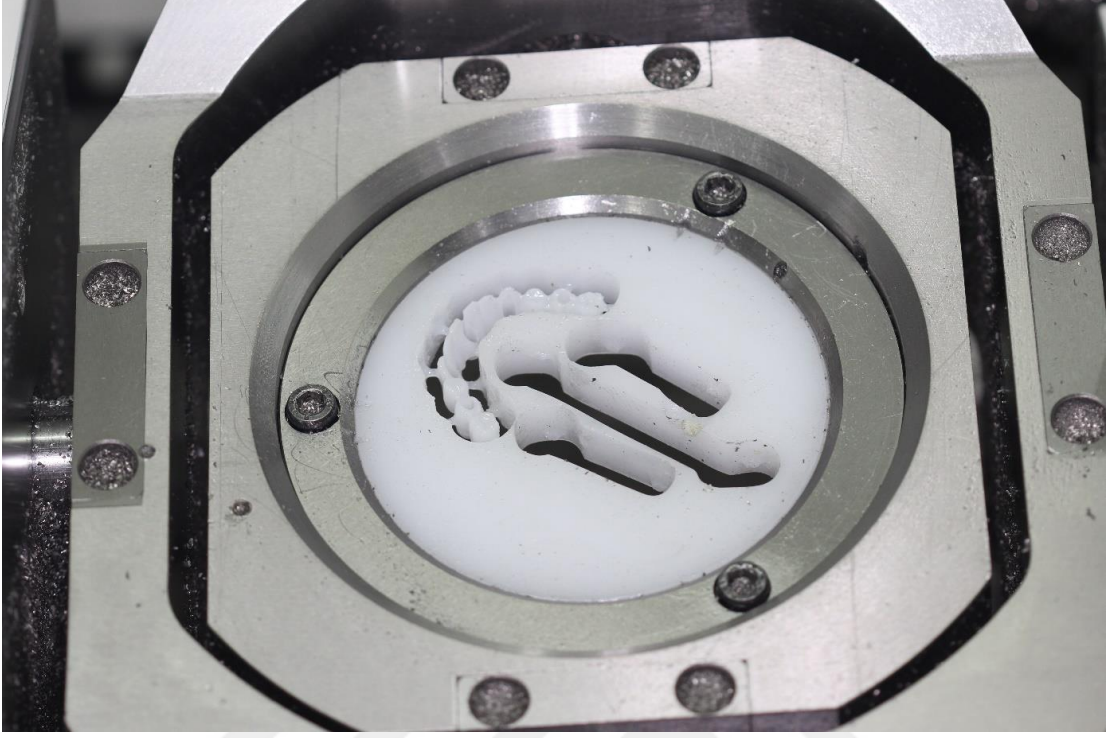
Şekil 3.10:CAD/CAM Tekniği ile Üretilen Metal Altyapı.



Şekil 3.11: Freze Edilmiş CoCr İçerikli CAD/CAM Blok.



Şekil 3.12: CAD/CAM Yöntemi ile Elde Edilen Altyapının Model Üzerinde Denenmesi.



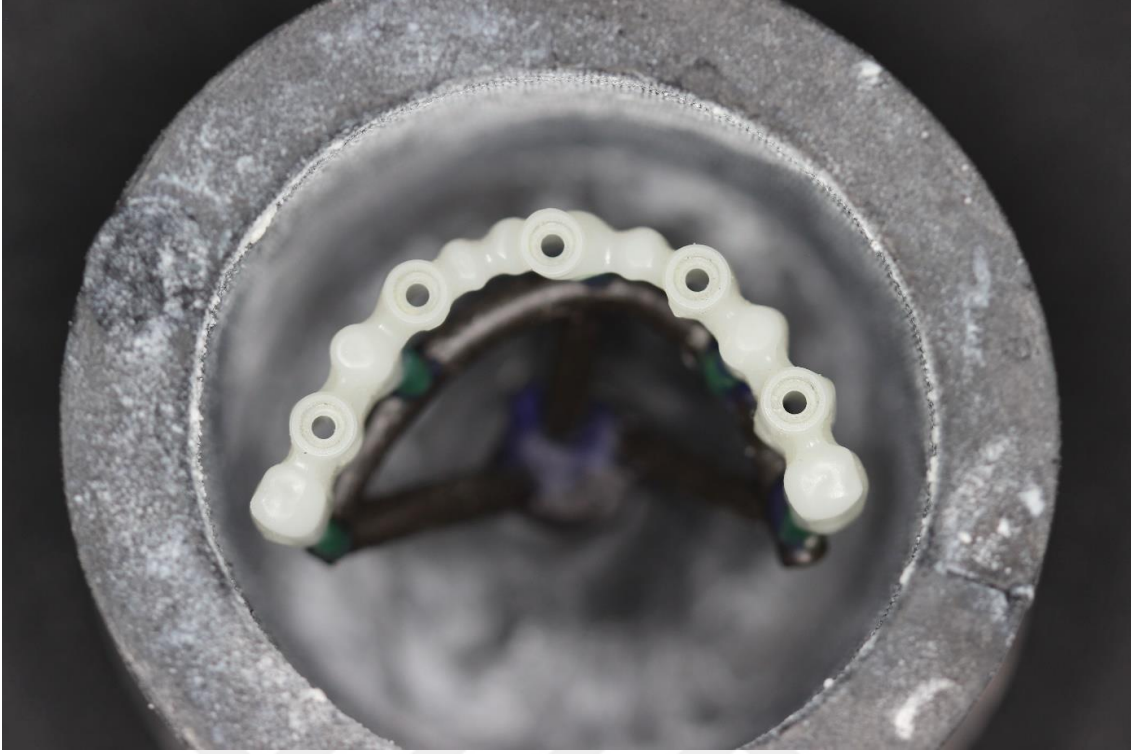
Şekil 3.13:PMMA Bloğun Kazınması.



Şekil 3.14: PMMA Bloktan Elde Edilen Altyapı Modelajı.



Şekil 3.15: PMMA Bloktan Elde Edilen On Adet Altyapı Modelajı.



Şekil 3.16:PMMA Modelajın Manşete Alınması.



Şekil 3.17:Revetman Dökülmesi.



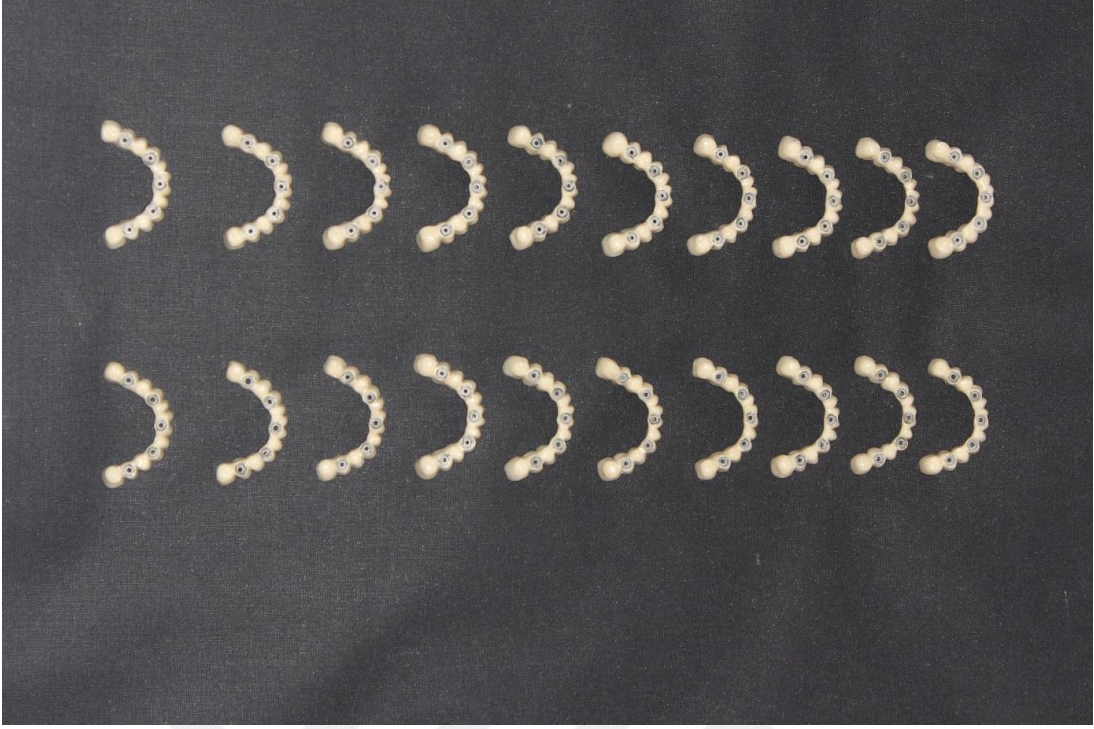
Şekil 3.18: Döküm Sonucu Elde Edilen Metal Altyapı.



Şekil 3.19: Kumlanmış ve Döküm Yolları Kesilmiş Döküm Altyapı.

3.4.Metal Altyapılar Üzerine Porselen Uygulanması

Metal altyapılar elde edilip tarandıktan sonra tesviye edildi. Altyapıların tesviyesinden sonra porselen uygulamasına geçildi. Her altyapıya birinci opak, ikinci opak, dentin, mine ve glazür olmak üzere beş aşamada porselen uygulandı. Her aşamada üretici firmanın tavsiye ettiği derecede ve sürede sinterleme işlemi yapıldı. Porselen uygulama bütün örnekler için aynı ve tecrübeli bir diş teknisyeni tarafından gerçekleştirildi (Şekil 3.20).



Şekil 3.20: Porselen Uygulanmış CAD/CAM ve Döküm Tekniği ile Üretilen Protezler.

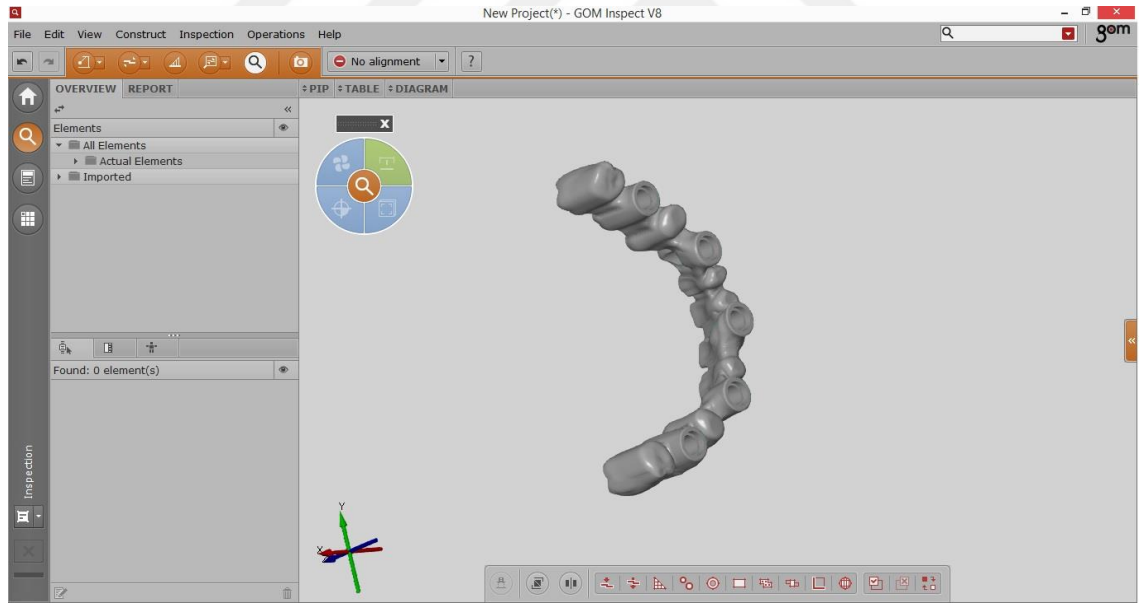


Şekil 3.21: Porselen Uygulanmış CAD/CAM ve Döküm Tekniği ile Üretilen Protezler ile Sadece Isıl İşlem Uygulanan Döküm Metal Altyapılar.

3.5.Ölçüm Tekniği

Çalışmamızda üç boyutlu optik tarama ile ölçüm tekniği kullanıldı. Döküm altyapı elde etmek için hazırlanan PMMA modelajlar, CAD/CAM ve döküm tekniğiyle elde edilen metal altyapılar ve porselen uygulandıktan sonra nihai protezler masaüstü dental tarayıcı ile taranarak STL formatında üç boyutlu sanal versiyonları elde edildi. STL formatında elde ettiğimiz veriler üzerinde ölçüm yapabilmek amacıyla bir metroloji yazılımı kullanıldı (GOM Inspect V8).

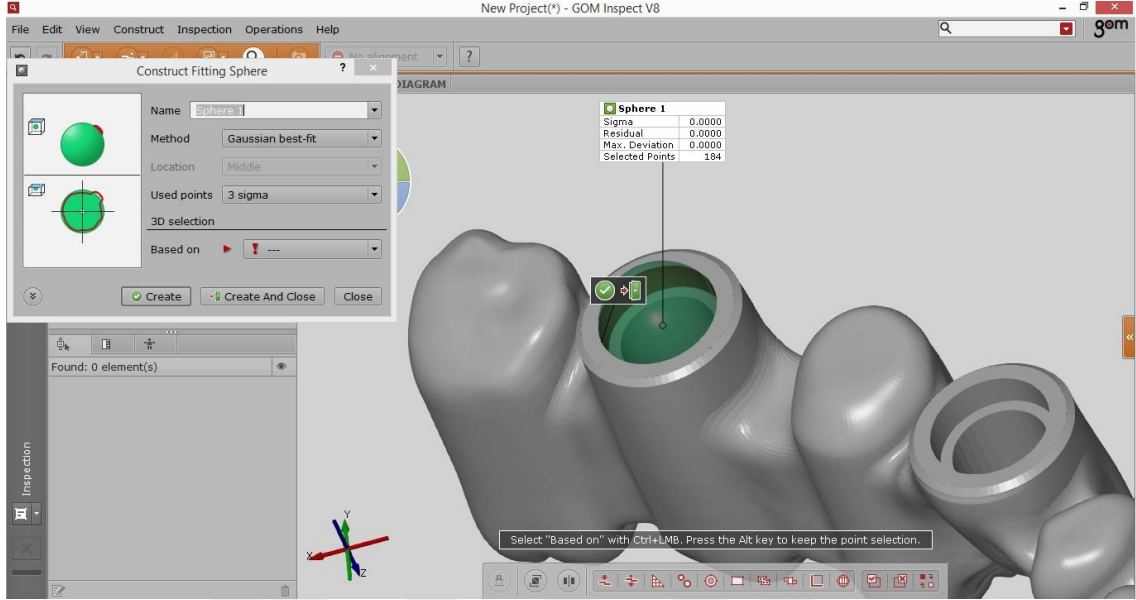
Üretim teknikleri arasındaki hassasiyeti ve ısıtılma işleminin veya porselenin etkilerini değerlendirmek amacıyla referans noktası olarak protezlerin vida deliği merkezleri kullanılmıştır. Öncelikle masaüstü dental tarayıcı ile taranan örneklerin üç boyutlu sanal modelleri GOM Inspect V8 programı ile değerlendirilmiştir (Şekil 3.22). Taramada ölçüm yapılacak olan alanda bir deformasyon görüldü ise tarama tekrarlanmıştır.



Şekil 3.22: Üç Boyutlu Altyapı Tasarımı.

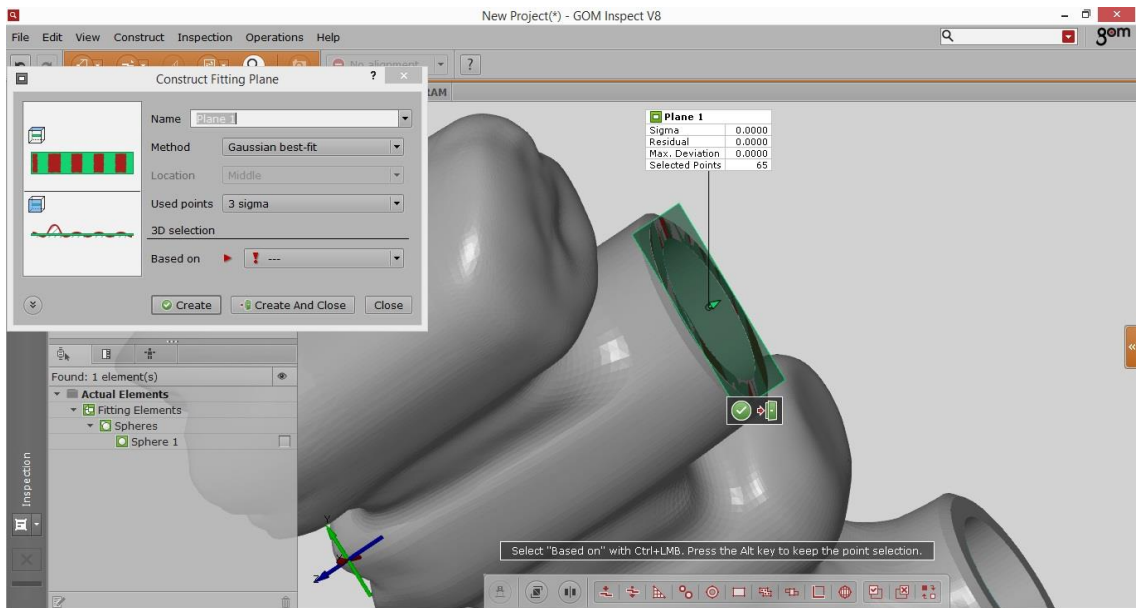
Referans noktası olarak protezlerin abutmentler ile birleştiği yüzeydeki vida deliği merkezleri kullanılmıştır. Temas yüzeyindeki vida deliği merkezini tespit etmek amacıyla öncelikle protezin oturacağı temas yüzeyinde bir daire oluşturulmuştur. Daireyi oluştururken bilgisayar yazılımının Küre/Düzlem kesişim özelliği

kullanılmıştır. Öncelikle vida yuvaları içinde en iyi uyumda olan küreler otomatik olarak oluşturulmuştur (Şekil 3.23).

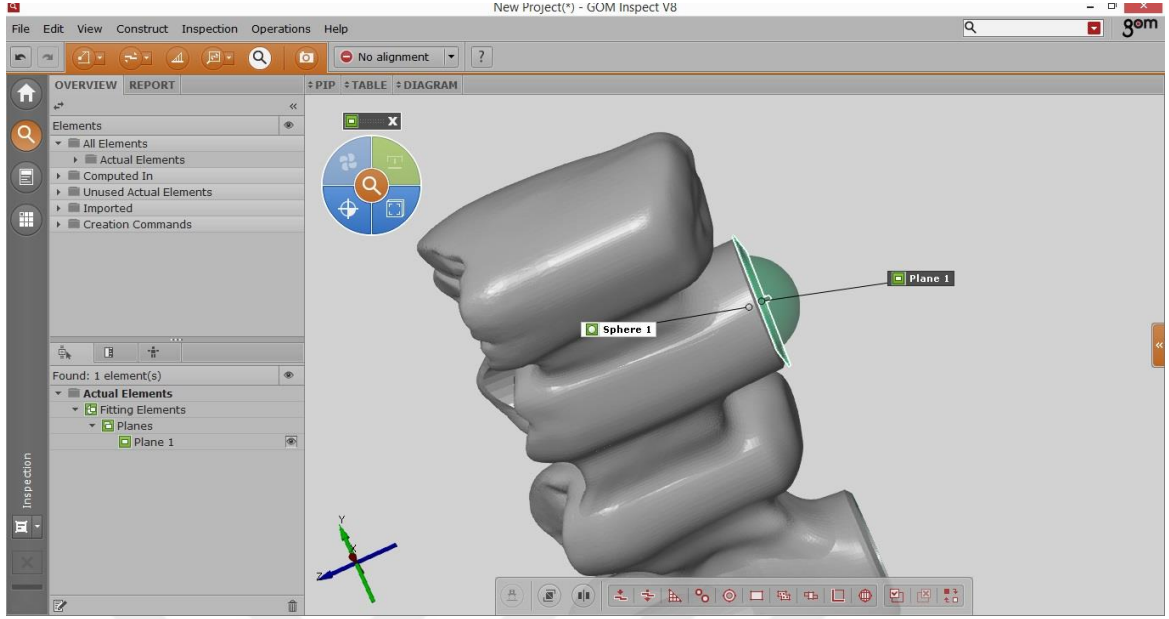


Şekil 3.23: Vida Deliğinde Küre Oluşturulması.

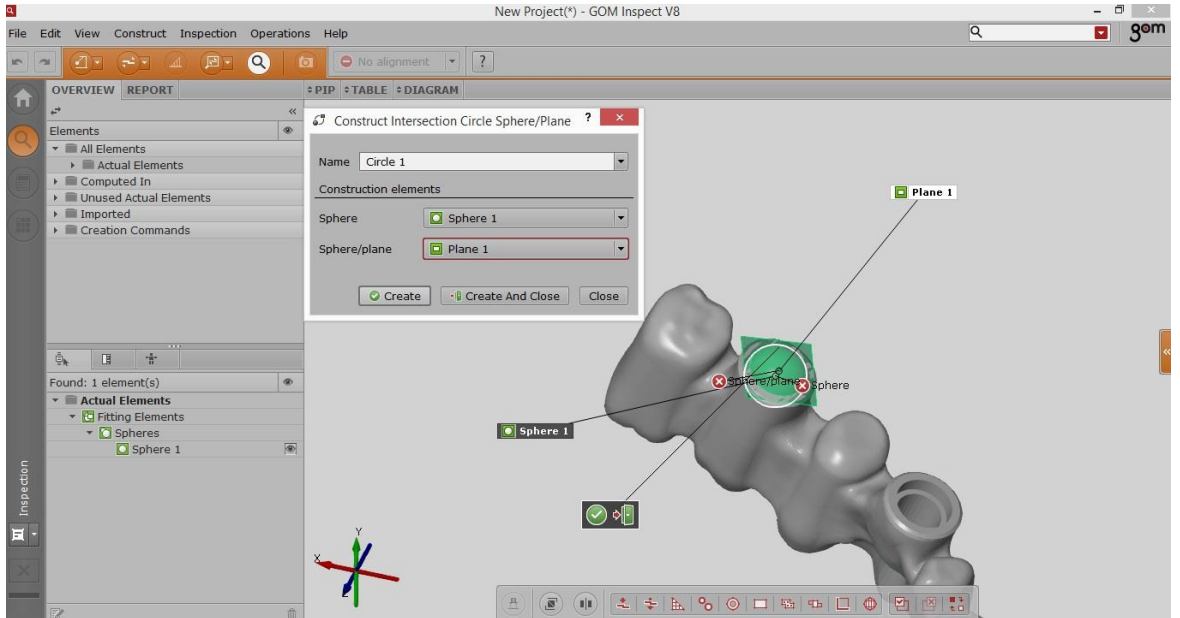
Daha sonra aynı vida deliğinin temas yüzeyini tespit edebilmek amacıyla protezin abutment ile temas yüzeyinde bir düzlem oluşturulmuştur (Şekil 3.24).



Şekil 3.24: Vida Deliği Temas Yüzeyinde Düzlem Oluşturulması.

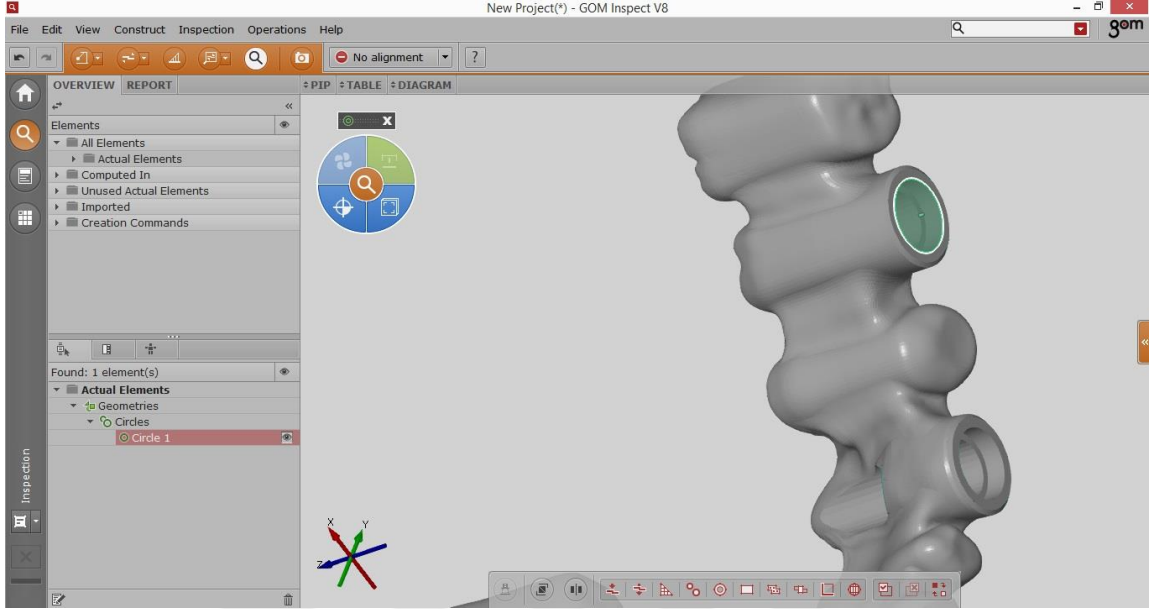


Şekil 3-25: Oluşturulan Küre ve Düzlemin Lingualden Görünüşü.

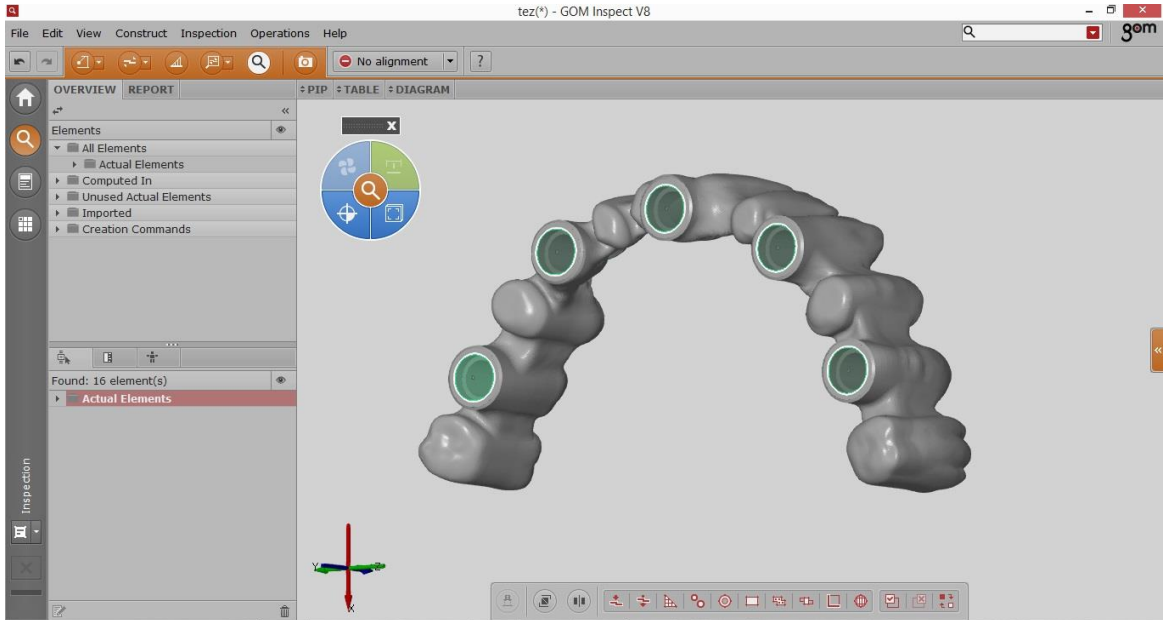


Şekil 3.26: Oluşturulan Küre ve Düzlem Kullanılarak Daire Elde Edilmesi.

Oluşturulan küre ve düzlem kesişiminden elde edilen daire edilmiştir (Şekil 3.27). Aynı işlem protez üzerindeki tüm vida deliklerine uygulanmış ve referans noktaları tespit edilmiştir (Şekil 3. 28).

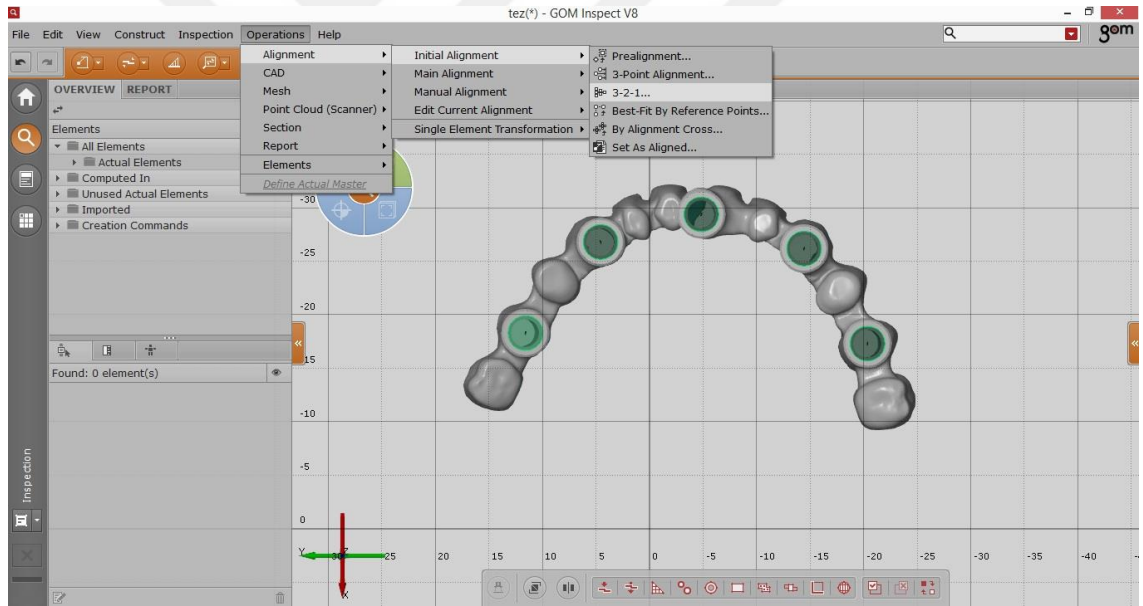


Şekil 3.27: Oluşturulan Dairenin Görüntüsü.

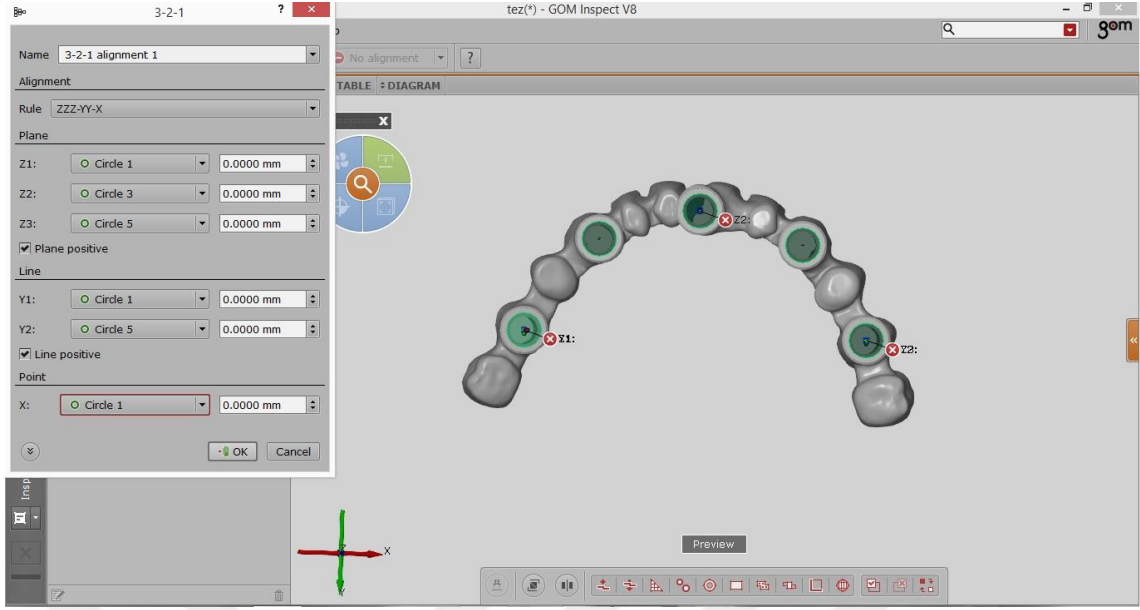


Şekil 3.28: Bütün Vida Deliklerinde Daireler Oluşturulan Altyapı Tasarımının Görüntüsü.

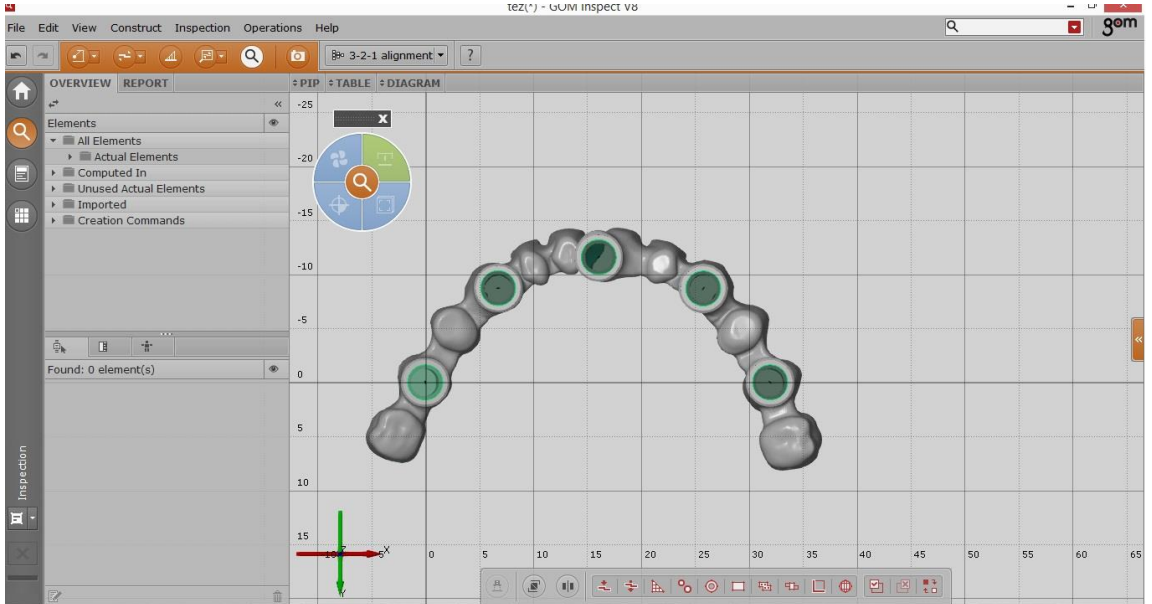
Vida merkezleri tespit edildikten sonra, üç boyutlu sanal modelin üzerinde çeşitli ölçüm ve karşıştırmaları yapmak ve deformasyon yönlerini doğru bir şekilde tespit edebilmek amacıyla, sanal modeli bir koordinat sistemine adapte etmek gerekmektedir. Bu amaçla 3-2-1 Ortogonal Sistem kullanılmıştır (Şekil 3.29). Ortogonal 3-2-1 sisteminde bir düzlem belirten üç nokta, bir doğru belirten iki nokta ve bir merkez noktası seçilerek örnek, koordinat sistemine aktarılmıştır. Sağ en distal noktadaki vida deliği merkezi X,Y,Z (0,0,0) olacak şekilde koordinat sisteminin merkezinde konumlandırılmıştır. Sol en distal noktadaki vida merkezi Y ekseninde X,Z (0,0) konumlandırılarak en distal vida deliği merkezlerinin aynı doğru üzerinde olması sağlanmıştır. Ortada ki vida merkezi ise Z (0) olarak diğer iki vida merkeziyle bir düzlem oluşturacak biçimde konumlandırılmıştır (Şekil 3.30).



Şekil 3.29:3-2-1 Ortogonal Sistemin Kullanılması.



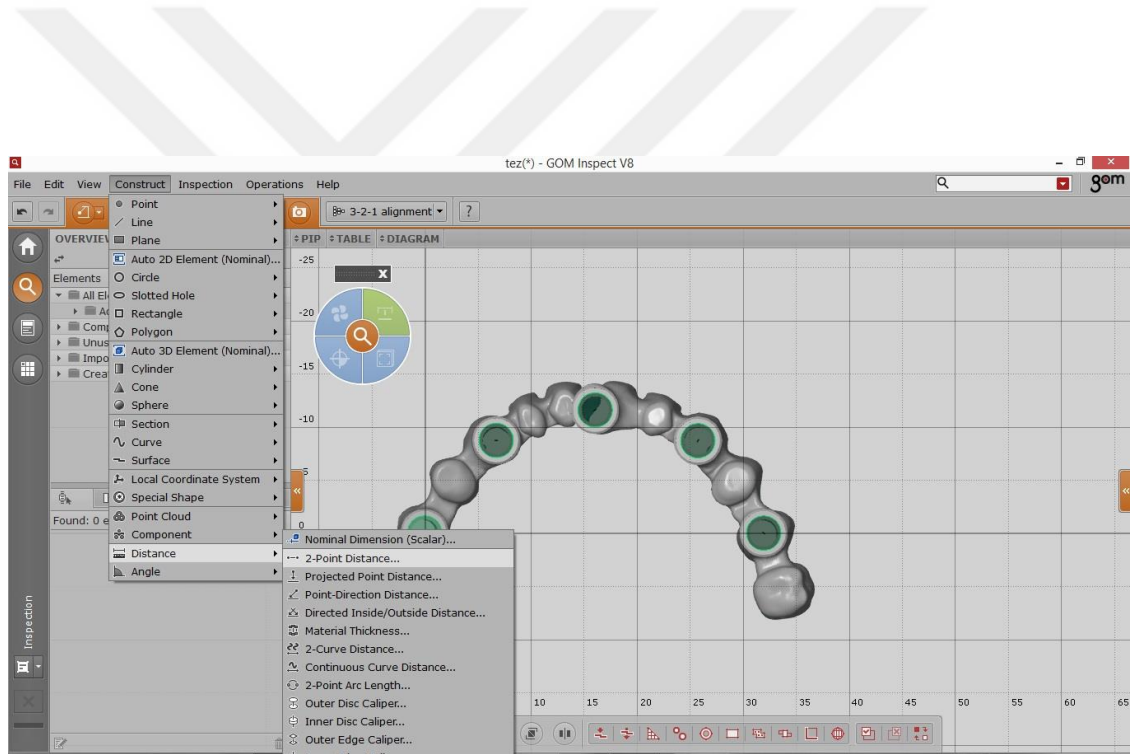
Şekil 3.30: 3-2-1 Ortogonal Sistemin Kullanılması.



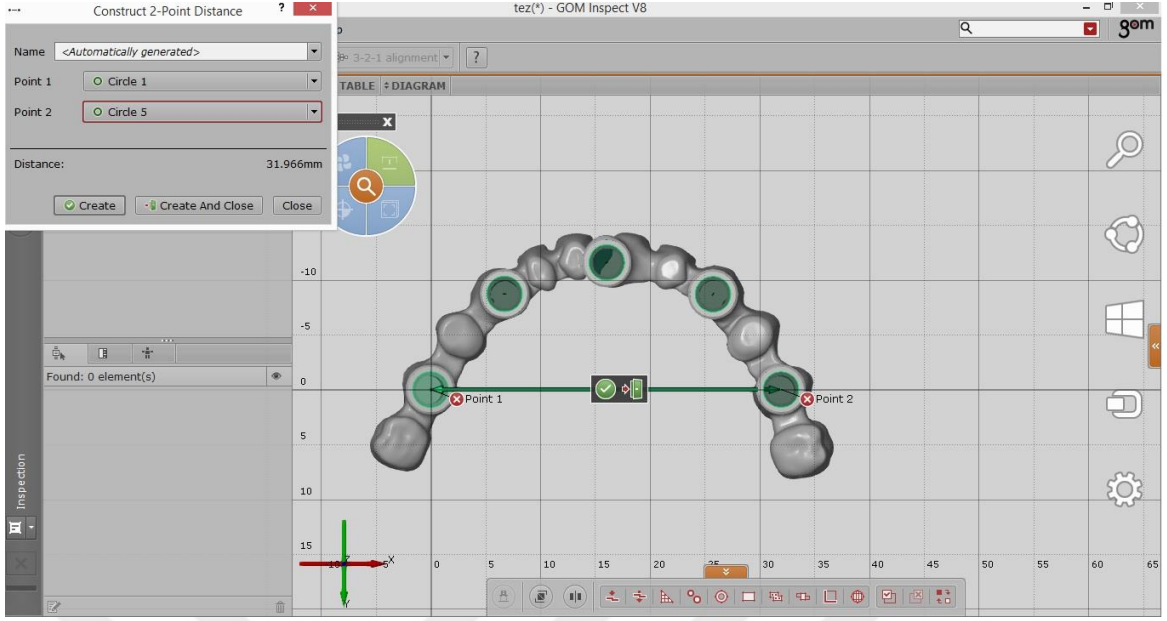
Şekil 3.31: 3-2-1 Ortogonal Sisteme Göre Koordinat Sistemine Adapte Edilmiş Görünüm.

Örnekler koordinat sistemine göre hizalandıktan sonra gerekli ölçümler yapılmaya başlanmıştır. Çalışmamızda iki farklı ölçüm tekniği kullanılmıştır.

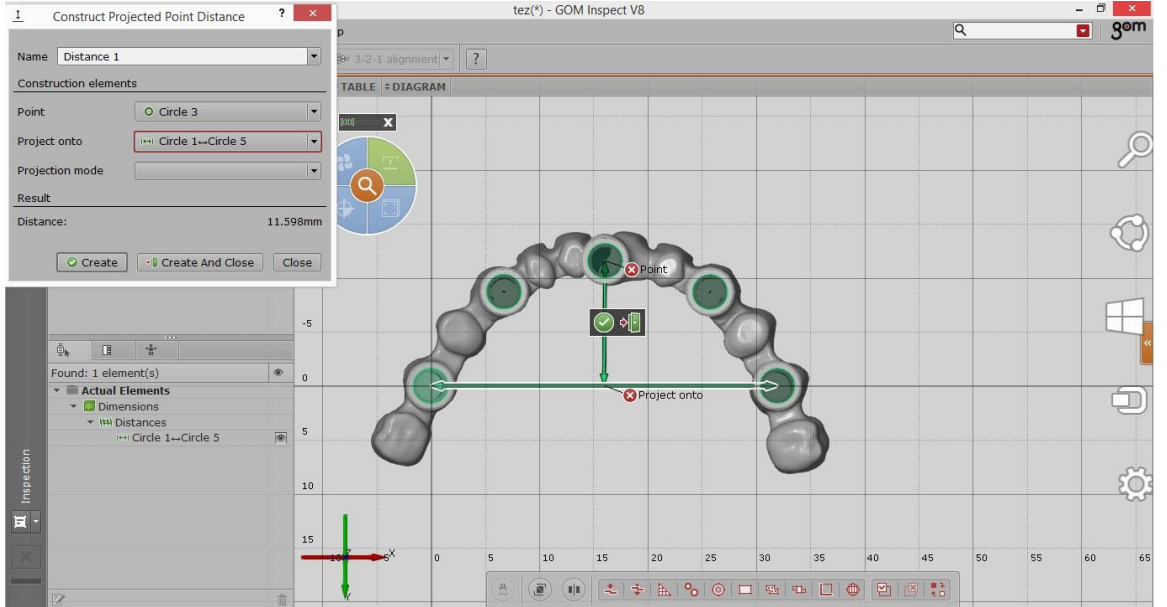
İlk yöntemde en distal abutmentlar arasındaki protez arkı genişliğine karşılık gelen mesafe (Şekil 3.33) ve ortadaki abutment ile en distal abutmentlardan geçen doğruya inen ve protez arkı derinliğine karşılık gelen dikme (Şekil 3.34) ölçülmüştür. Ölçülen değerler kıyaslanarak üretim tekniklerinin ve her bir teknikle üretilen altyapılara uygulanan ısıl işlemin ark genişliğinde ve derinliğinde nasıl bir etkiye sahip olduğu tespit edilmeye çalışılmıştır.



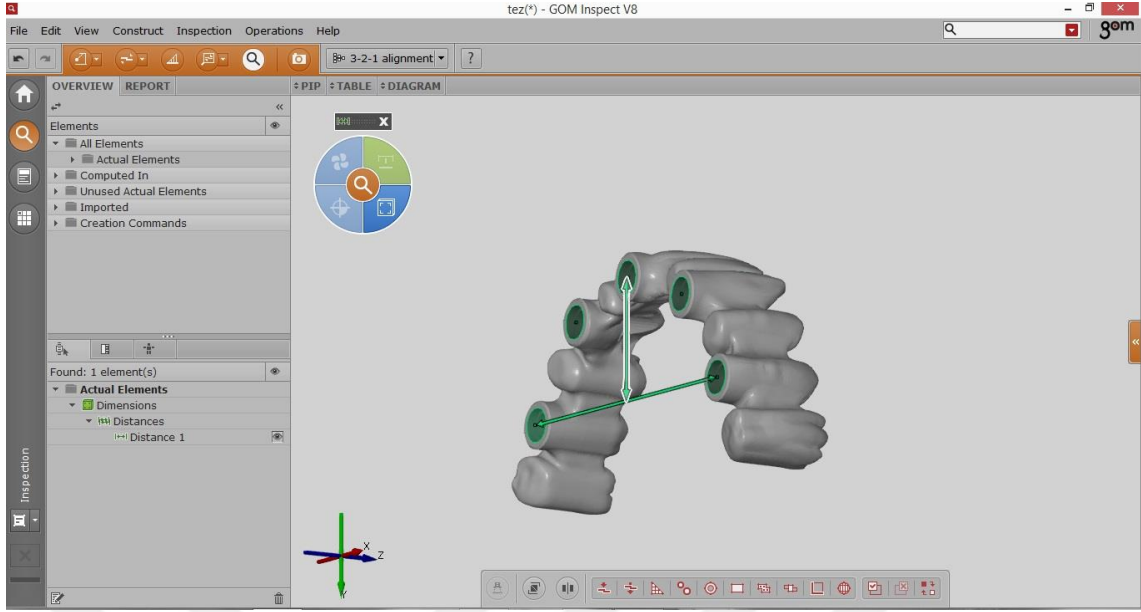
Şekil 3.32: Ark Genişliği Boyunca Mesafe Oluşturulması.



Şekil 3.33: Ark Genişliği Mesafesinin Ölçümü.



Şekil 3.34: Ark Derinliği Mesafesinin Ölçümü.



Şekil 3.35: Mesafelerin Farklı Açıdan Görünümü.

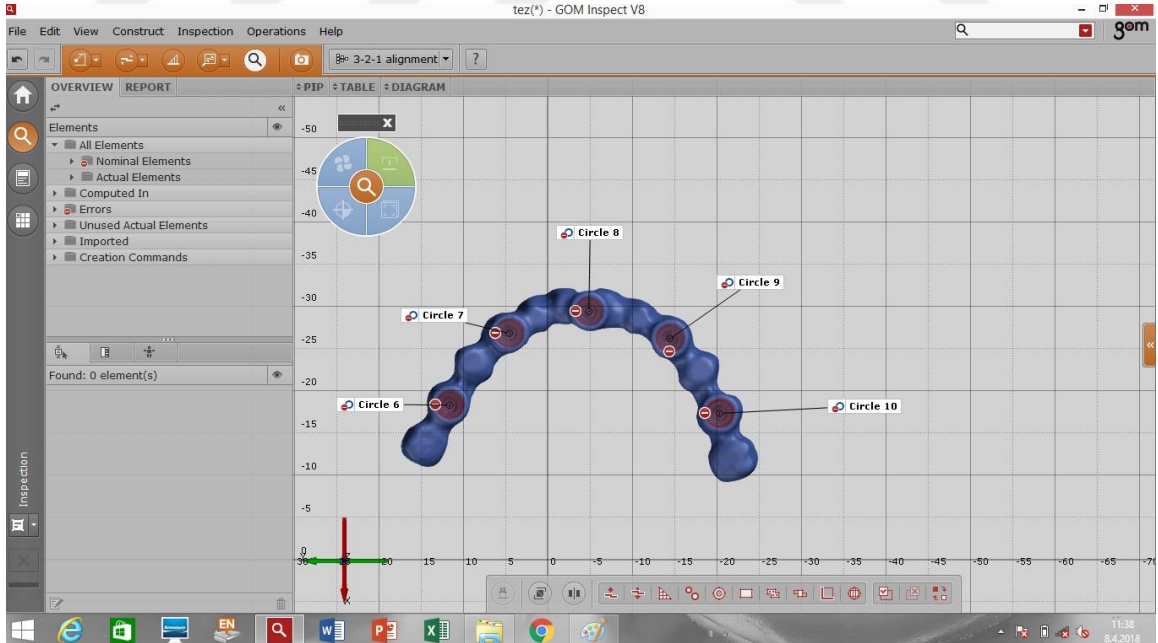
İkinci yöntemde ise üç boyutlu sanal modeller birbirleri ile üç boyutlu olarak karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda geleneksel döküm tekniği ve CAD/CAM tekniği olmak üzere iki farklı teknik ile metal altyapı üretilmiştir. Döküm tekniğinin hassasiyetini değerlendirmek amacıyla, PMMA bloktan üretilen dökülebilir modelaj ile modelajdan elde edilen altyapı üç boyutlu olarak karşılaştırılmıştır. CAD/CAM sisteminin hassasiyetini değerlendirmek amacıyla ise CAD programı ile yapılan altyapı dizaynı ile bu dizayndan elde edilen metal altyapı üç boyutlu olarak karşılaştırılmıştır.

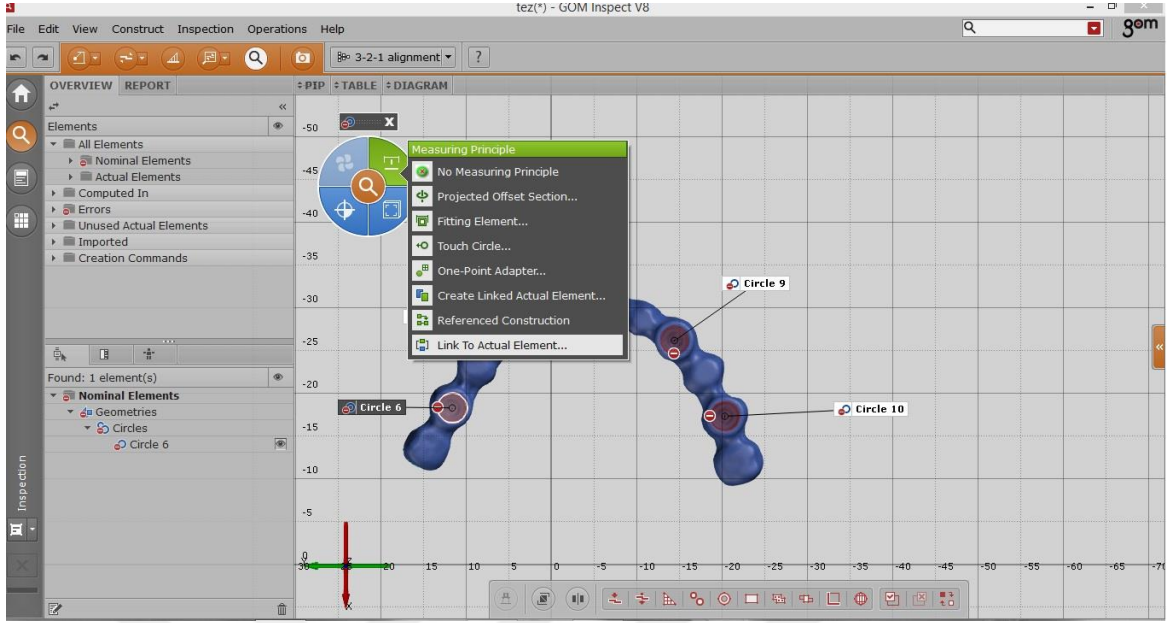
Bir sonraki aşamada ise ısıtıl işlemin veya porselenin boyutsal değişime etkisi değerlendirilmiştir. Bu değerlendirme için her aşamada taranarak referans noktaları tespit edilen örnek, grup içinde diğer aşamalarla üç boyutlu olarak karşılaştırılmıştır.

Üç boyutlu karşıştırmaları yaparken, karşıştırılacak örneklerden her birinin referans noktaları oluşturulmuş ve ilk örnek ortogonal 3-2-1 sistemi kullanılarak koordinat sisteminde hizalanmıştır. Çakıştırılacak iki modelde aynı bölgedeki referans noktaları arasında bağlantı oluşturulmuştur (Şekil 3.37). Daha sonra yazılımın RPS (Reference Point Selection) özelliği kullanılarak iki sanal model karşıştırılmıştır Şekil

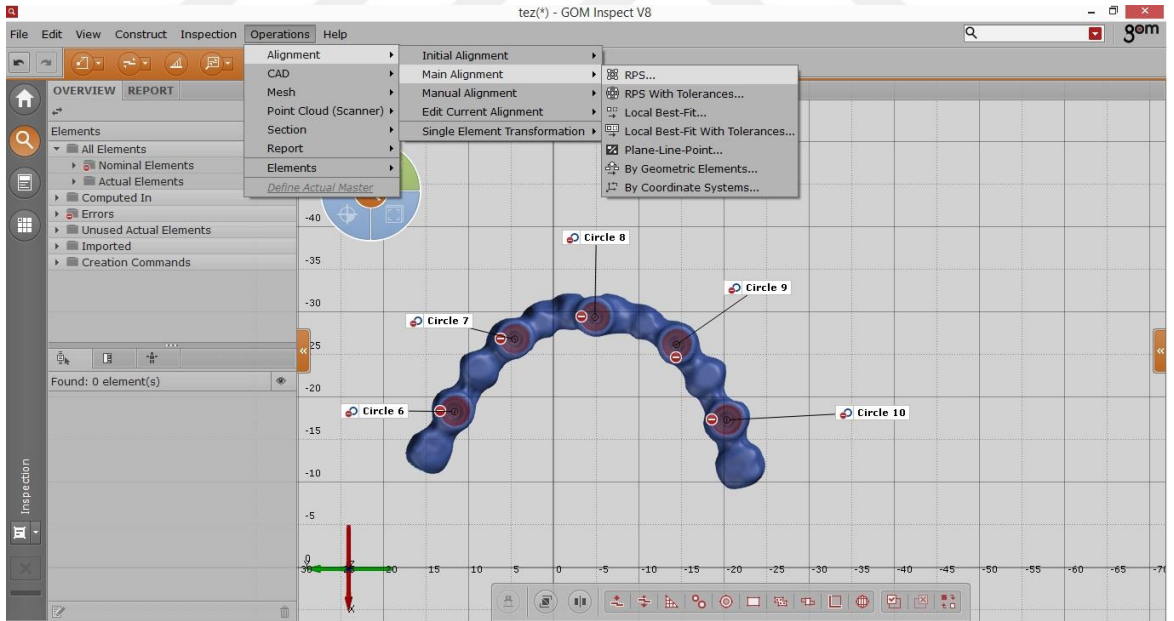
3.38, 3.39). RPS özelliğinde program otomatik olarak referans noktaları arasındaki mesafeleri hesaplayarak en ideal uyumu (Best-fit) tespit edebilmektedir. En iyi uyum tespit edildikten sonra aynı karşılaştırma beş kere daha yapıp hata payının önüne geçilmektedir (Şekil 3.40). En iyi uyumda aynı bölgedeki referans noktaları arasındaki mesafe her bir vida merkezi için X, Y ve Z yönünde ölçülmüştür. Böylece hem dikey hem de iki yöndeki yatay distorsiyon miktarları her bir vida deliği merkezi için ayrı ayrı ölçülmüş olmaktadır. İki referans noktası arasındaki en kısa mesafe ise 3D distorsiyonu olarak kabul edilmiştir. Vida merkezlerinin her üç yönde ve üç boyutlu olarak sapmalarının ortalaması alınarak örneğin ortalama distorsiyon miktarı hesaplanmıştır.



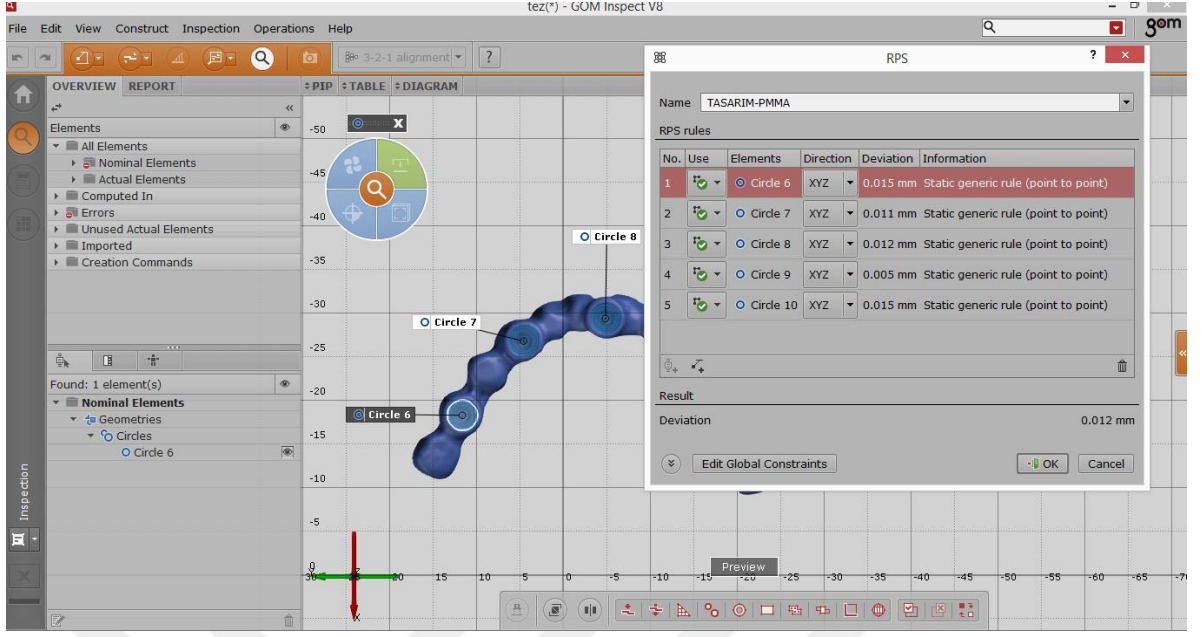
Şekil 3.36: PMMA Bloktan Elde Edilen Modelajın Vida Deliği Temas Yüzeyinde Dairelerin Oluşturulması.



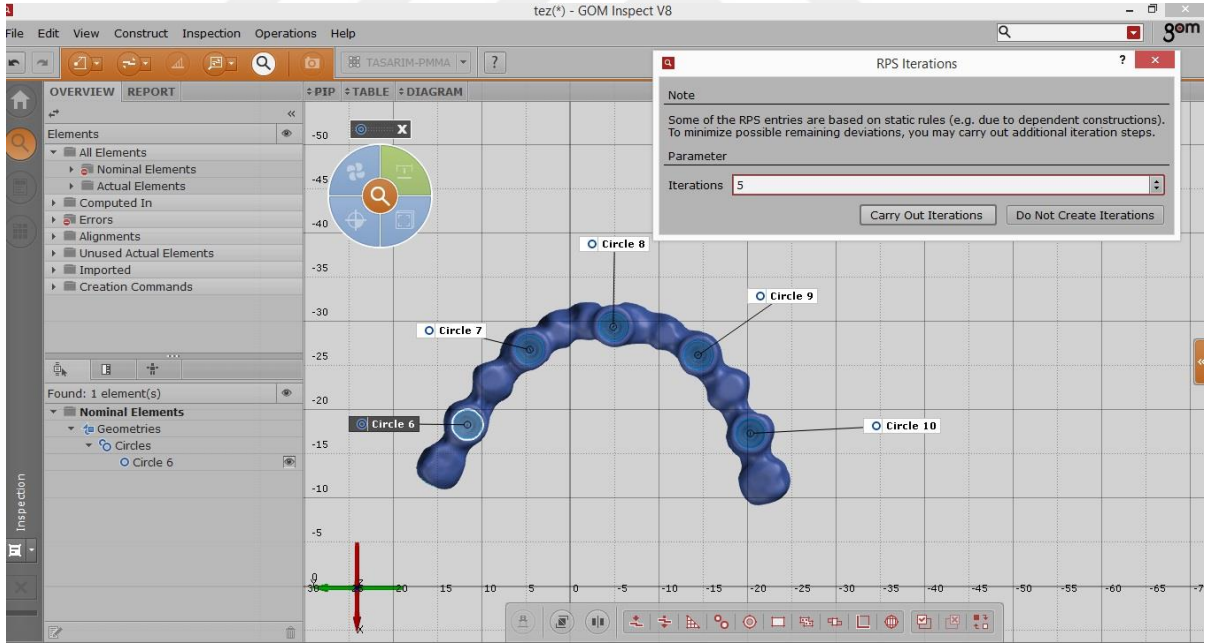
Şekil 3.37: Çakıştırma Yapmak Amacıyla İlgili Daireler Arasında Bağ Kurulması.



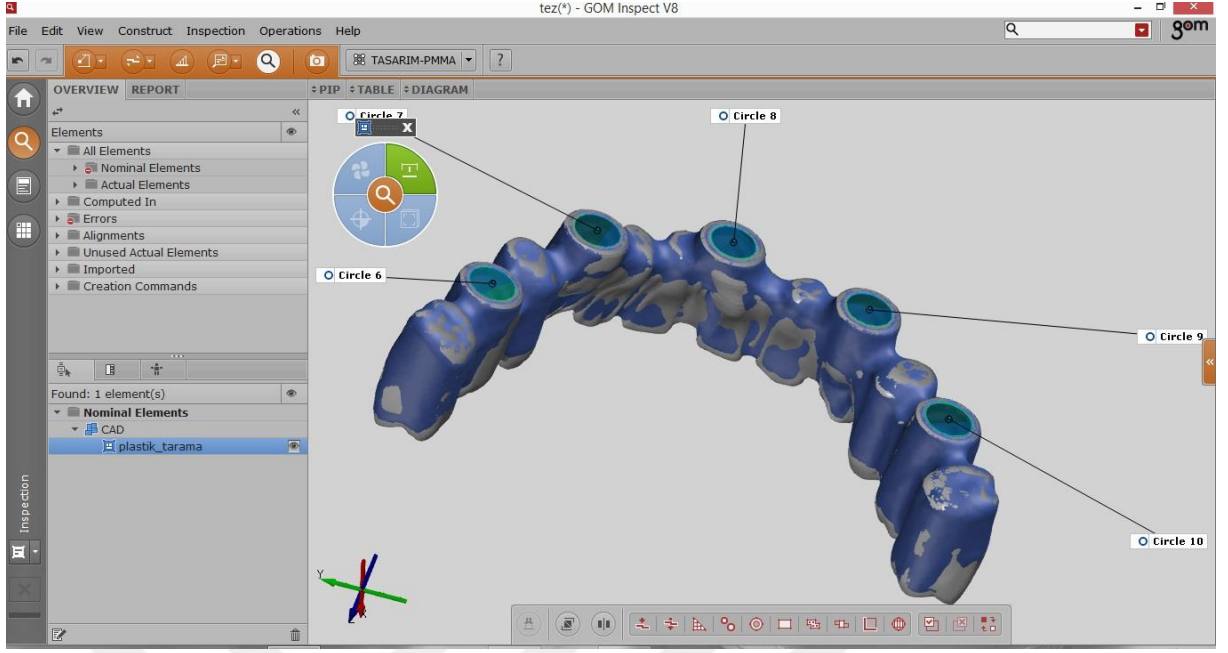
Şekil 3.38: Reference Point Selection (RPS) Yöntemi İle Çakıştırma.



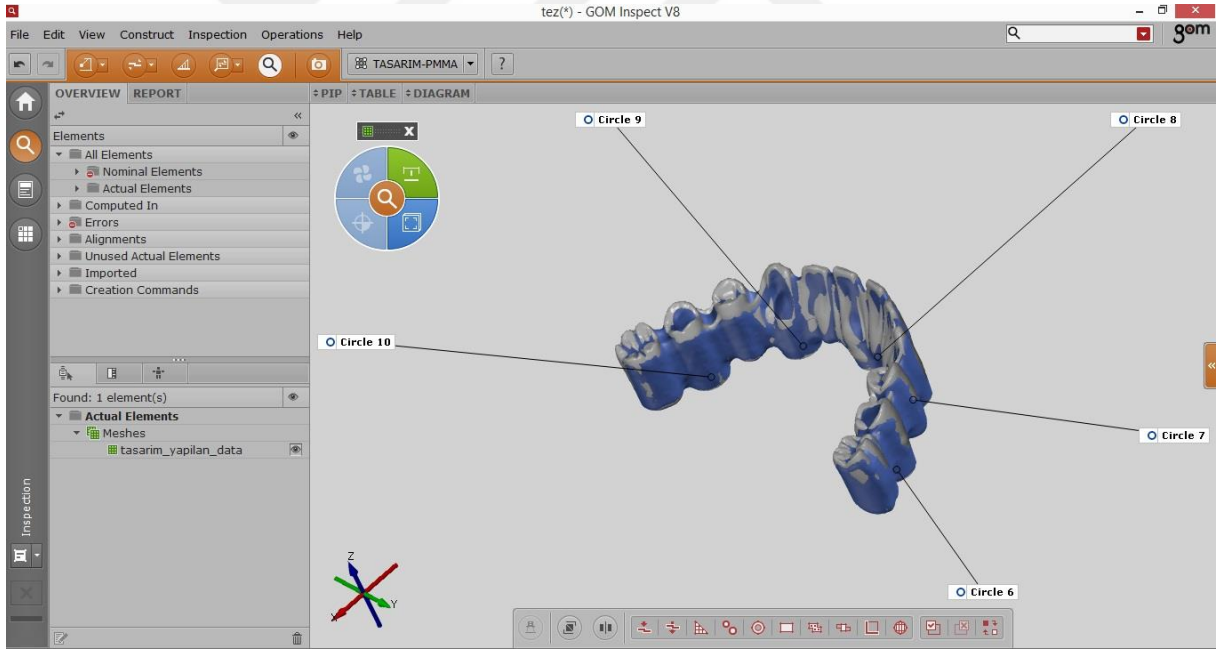
Şekil 3.39: Reference Point Selection (RPS) Yöntemi İle Çakıştırma.



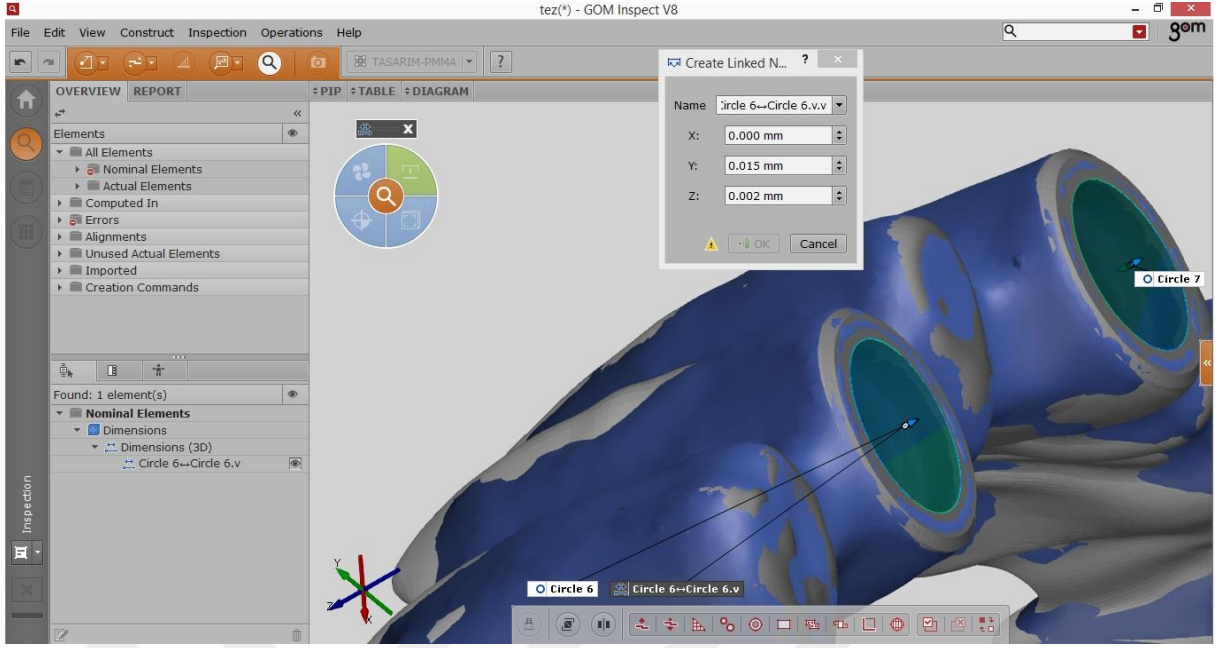
Şekil 3.40: Çakıştırmanın 5 Defa Daha Tekrarlanması.



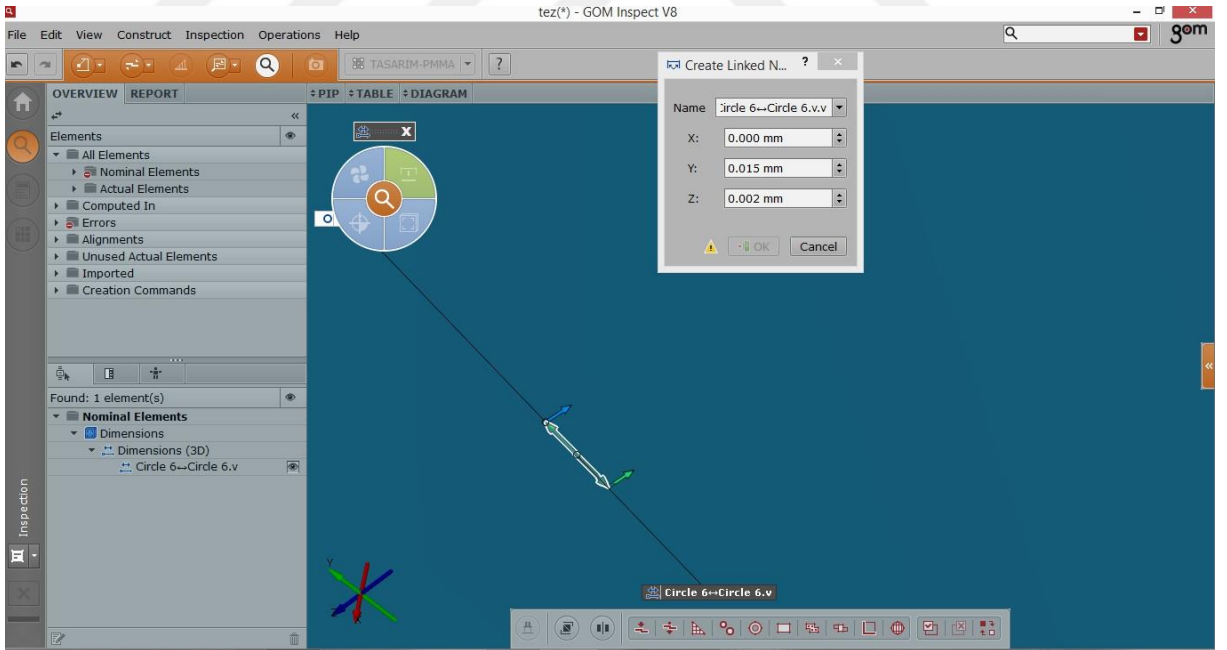
Şekil 3.41: Çakıştırılmış PMMA Model ve Altyapı Tasarımı.



Şekil 3.42: Çakıştırılmış PMMA Model ve Altyapı Tasarımı(Oklüzal Görünüm).



Şekil 3.43: Vida Deliği Merkezlerinin Uzak Görüntüsü.



Şekil 3.44: Vida Deliği Merkezlerinin Yakın Görüntüsü.

3.6.İstatistiksel Analizler

İstatistiksel analizler SPSS versiyon 23.0 programı yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu histogram grafikleri ve Kolmogorov-Smirnov testi ile incelendi. Tanımlayıcı analizler sunulurken ortalama, standart sapma ve ortanca değerler kullanılmıştır. Normal dağılım gösteren (parametrik) değişkenler ikili gruplar arasında değerlendirilirken Bağımsız gruplarda T Testi, üçlü gruplarda değerlendirilirken ANOVA testi kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyenler (nonparametrik) ikili gruplar arasında değerlendirilirken Mann Whitney U Testi üçlü gruplar arasında değerlendirilirken Kruskal Wallis Testi kullanılmıştır. Tekrarlayan ölçümlerde iki ölçümün karşılaştırılması için Wilcoxon Testi daha fazla tekrarlayan ölçümler için Tekrarlı Ölçümler Varyans Analizi ve Friedman Testi kullanılmıştır. P-değerinin 0.05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Farklı Üretim Tekniklerinin Metal Altyapıların Distorsiyonuna Etkisinin Karşılaştırılması

Üretim tekniklerinin metal altyapı distorsiyonuna etkisini incelemek amacıyla, CAD/CAM grubu için üretilen her altyapı ile yazılım aracılığıyla oluşturulan tasarım; döküm grubu için ise PMMA bloktan elde edilen altyapı modelajı ile döküm altyapılar üç boyutlu olarak en iyi uyum sağlanacak şekilde karşılaştırılmıştır. Her vida merkezi arasındaki mesafe 3D(3 boyutlu), X, Y ve Z eksenlerinde yönünden bağımsız biçimde ölçülerek her değişim distorsiyon olarak kabul edilmiştir. Beş vida merkezi arasında 3 D, X, Y ve Z eksenlerindeki distorsiyon miktarının ayrı ayrı ortalaması alınarak altyapının 3D, X, Y ve Z eksenlerindeki ortalama distorsiyonu bulunmuştur.

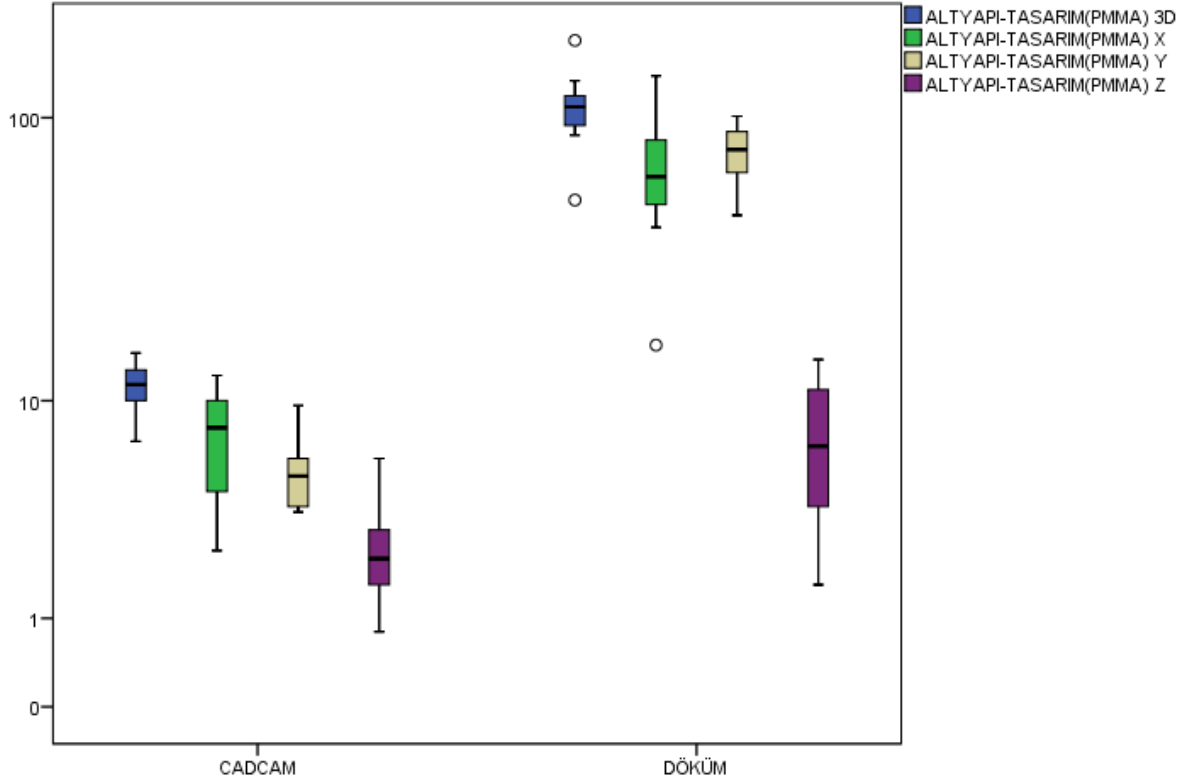
Metal altyapılar, CAD/CAM ve Döküm olmak üzere iki farklı teknikle üretildiğinde, metal altyapı üretim aşamasında meydana gelen distorsiyon miktarını (ALTYAPI-TASARIM) değerlendirmek amacıyla, CAD/CAM ve Döküm grubunun medyan değerleri kullanılmıştır (Tablo 3.). ALTYAPI-TASARIM (PMMA) ölçümleri X, Y ve Z eksenleri ile 3D distorsiyon miktarı CAD/CAM ve DÖKÜM sistemi arasında karşılaştırıldığında; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu saptanmıştır. Döküm grubunda metal altyapı üretim aşamasında meydana gelen distorsiyon miktarının medyan değeri X, Y, Z eksenlerinde ve 3 boyutlu (3D) olarak CAD/CAM grubuna göre anlamlı ölçüde daha yüksektir($p<0,05$).

Tablo 3: ALTYAPI-TASARIM 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında Karşılaştırılması (*Değerler mikron olarak verilmiştir*)

	CAD/CAM			DÖKÜM			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
ALTYAPI-TASARIM(3D)	11	±2	11	110	±33	109	<0,001
ALTYAPI-TASARIM(X)	8	±3	8	68	±33	63	<0,001
ALTYAPI-TASARIM(Y)	5	±1	5	76	±18	78	<0,001
ALTYAPI-TASARIM(Z)	3	±2	2	7	±4,5	7	0,009

Mann Whitney U Testi

Grafik 1: CAD/CAM Ve Döküm Grupları Arasında ALTYAPI-TASARIM 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Karşılaştırılması



Protez arkının genişliği(X) ve derinliği(Y) karşılaştırıldığında, Döküm tekniği ile üretilen altyapılarda meydana gelen distorsiyon değerleri CAD/CAM sisteminde göre daha yüksektir (Tablo 4).

Tablo 4: Protez Arkının Genişliği ve Derinliğinde Meydana Gelen Distorsiyonlar(Değerler mikron olarak verilmiştir)

	CAD/CAM			DÖKÜM			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
ALTYAPI-TASARIM(X)	16	10	15	241	143	212	0,001
ALTYAPI -TASARIM(Y)	6	4	5	204	44	195	0,000

T-testi

4.2. Porselen Uygulama Aşamalarının Metal Altyapılara Etkisinin Değerlendirilmesi

Tesviye uygulaması her iki yöntemle elde edilmiş altyapıların ark genişliğinde anlamlı ölçüde distorsiyona neden olmamıştır (Tablo 5).

Tablo 5: Tesviye İşleminin Ark Genişliğine Etkisi (*Değerler mm olarak verilmiştir*)

	ALTYAPI X			TESVİYE X			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
CAD/CAM	31,9511	0,013	31,951	31,9649	0,02	31,959	0,17
DÖKÜM(Porselenli)	-	-	-	-	-	-	-
DÖKÜM(Porselensiz)	32,0268	0,263	32,057	32,0241	0,260	32,0335	0,753

T-testi

Tesviye uygulamasının CAD/CAM ile üretilen altyapıların distorsiyonuna etkisi istatistiksel olarak anlamlıyken Döküm altyapıların distorsiyonuna etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 6).

Tablo 6: Tesviye İşleminin Ark Derinliğine Etkisi (*Değerler mm olarak verilmiştir*)

	ALTYAPI Y			TESVİYE Y			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
CAD/CAM	11,5958	0,008	11,598	11,5612	0,024	11,5645	0,005²
DÖKÜM(Porselenli)	-	-	-	-	-	-	-
DÖKÜM(Porselensiz)	11,3816	0,051	11,381	11,3747	0,049	11,371	0,305 ¹

¹T-testi ² Wilcoxon

Opak uygulaması sonrası her iki yöntemle elde edilip tesviyesi yapılan altyapıların ark genişliği yönündeki distorsiyonu istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 7).

Tablo 7: Opak Uygulamasının Ark Genişliğine Etkisi(*Değerler mm olarak verilmiştir*)

	TESVİYE X			OPAK X			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
CAD/CAM	31,9649	0,02	31,959	31,9763	0,045	31,9575	0,333 ²
DÖKÜM(Porselenli)	32,0464	0,09	32,037	32,0379	0,09	32,0425	0,708 ¹
DÖKÜM(Porselensiz)	32,0241	0,260	32,0335	32,0093	0,248	32,007	0,161 ¹

¹T-testi ² Wilcoxon

Opak uygulamasının CAD/CAM ve Döküm tekniği ile üretilen altyapıların ark derinliğinde meydana getirdiği distorsiyonlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır(Tablo 8).

Tablo 8: Opak Uygulamasının Ark Derinliğine Etkisi(*Değerler mm olarak verilmiştir*)

	TESVİYE Y			OPAK Y			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
CAD/CAM	11,5612	0,024	11,5645	11,5805	0,017	11,5835	0,052 ²
DÖKÜM(Porselenli)	11,4102	0,010	11,413	11,4305	0,045	11,414	0,386 ²
DÖKÜM(Porselensiz)	11,3747	0,049	11,371	11,3773	0,044	11,374	0,680 ¹

¹T-testi ² Wilcoxon

Opak sonrası porselen ve glazür uygulamalarının CAD/CAM ve Döküm sistemiyle üretilen altyapıların ark genişliği yönündeki distorsiyonlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 9).

Tablo 9: Opak Sonrası Porselen ve Glazür Uygulamasının Ark Genişliğine Etkisi(*Değerler mm olarak verilmiştir*)

	OPAK X			PORSELEN X			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
CAD/CAM	31,9763	0,045	31,9575	31,9751	0,045196976	31,964	0,541 ²
DÖKÜM(Porselenli)	32,0379	0,09	32,0425	32,0299	0,099	32,032	0,795 ¹
DÖKÜM(Porselensiz)	32,0093	0,248	32,007	31,9985	0,242	31,9925	0,315 ¹

¹T-testi ² Wilcoxon

Opak sonrası porselen ve glazür uygulamasının CAD/CAM ve Döküm tekniği ile üretilen altyapıların ark derinliğinde meydana getirdiği distorsiyonlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır(Tablo 10).

Tablo 10: Opak Sonrası Porselen ve Glazür Uygulamasının Ark Derinliğine Etkisi(*Değerler mm olarak verilmiştir*)

	OPAK Y			PORSELEN Y			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
CAD/CAM	11,5805	0,017	11,5835	11,5542	0,05	11,5735	0,059 ²
DÖKÜM(Porselenli)	11,4305	0,045	11,414	11,4554	0,073	11,426	0,441 ²
DÖKÜM(Porselensiz)	11,3773	0,044	11,374	11,4002	0,050	11,3965	0,09 ¹

¹T-testi ² Wilcoxon

Tesviye sonrası porselen uygulamalarının tamamını değerlendirdiğimizde CAD/CAM ve Döküm sistemiyle üretilen altyapıların ark genişliği ve derinliği yönündeki distorsiyonlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 11 ve Tablo 12).

Tablo 11: Porselen Aşamalarının Tamamının Ark Genişliğine Etkisi(*Değerler mm olarak verilmiştir*)

	TESVİYE X			PORSELEN X			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
CAD/CAM	31,9649	0,02	31,959	31,9751	0,04	31,964	0,878 ²
DÖKÜM(Porselenli)	32,0464	0,09	32,037	32,0299	0,099	32,032	0,630 ¹
DÖKÜM(Porselensiz)	32,0241	0,260	32,0335	31,9985	0,242	31,9925	0,051 ¹

¹T-testi ² Wilcoxon

Tablo 12: Porselen Aşamalarının Tamamının Ark Derinliğine Etkisi(*Değerler mm olarak verilmiştir*)

	TESVİYE Y			PORSELEN Y			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
CAD/CAM	11,5612	0,024	11,5645	11,5542	0,05	11,5735	0,610 ²
DÖKÜM(Porselenli)	11,4102	0,010	11,413	11,4554	0,073	11,426	0,075 ²
DÖKÜM(Porselensiz)	11,3747	0,049	11,371	11,4002	0,050	11,3965	0,07 ¹

¹T-testi ² Wilcoxon

4.3. Porselen Uygulama Aşamalarının Farklı Sistemlerle Üretilen Altyapıların Distorsiyonuna Etkisinin Karşılaştırılması

Metal altyapı üretim aşamasını takiben altyapılara uygulanan tesviye işleminin, farklı tekniklerle üretilen altyapılarda meydana getirdiği distorsiyon miktarları (TESVİYE-ALTYAPI) arasında farklılık olup olmadığını değerlendirmek amacıyla CAD/CAM ve Döküm gruplarının medyan değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 13). Yapılan değerlendirmede, tesviye işleminin CAD/CAM ve Döküm sistemleri ile elde edilen altyapılarda meydana getirdiği distorsiyon miktarları arasında X, Y, Z eksenlerinde ve 3D olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 13: TESVİYE-ALTYAPI 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında Karşılaştırılması (Değerler mikron olarak verilmiştir)

	CAD/CAM			DÖKÜM			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
TESVİYE-ALTYAPI(3D)	20	±7	19	17	±5	18,5	0,270
TESVİYE-ALTYAPI(X)	11	±4	9,5	11	±4	11	0,852
TESVİYE-ALTYAPI(Y)	13	±7	10	9	±4	9	0,101
TESVİYE-ALTYAPI(Z)	5	±2	5	6	±3	8	0,310

Bağımsız T Testi

TESVİYE-ALTYAPI X ve Y distorsiyonlarının CAD/CAM ve Döküm grupları arasında karşılaştırılması sonucunda anlamlı bir fark bulunmamıştır(Tablo 14).

Tablo 14: TESVİYE-ALTYAPI X ve Y Distorsiyonlarının CAD/CAM ve Döküm Grupları Arasında Karşılaştırılması(Değerler mikron olarak verilmiştir)

	CAD/CAM			DÖKÜM			p ¹
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
TESVİYE-ALTYAPI(X)	23	±20	21	18	±20	9	0,485
TESVİYE-ALTYAPI(Y)	35	±20	27	17	±10	15	0,075

¹ Mann Whitney U Testi

Opak uygulanması işleminin CAD/CAM ve Döküm sistemiyle üretilen altyapılar üzerinde meydana getirdiği distorsiyonu ölçmek amacıyla her bir sistemde 1. ve 2. Opak uygulanan altyapılar taranarak elde edilen sanal modeller ile tesviye aşamasından sonra taranarak elde edilen sanal modeller, bilgisayar yazılımı aracılığı ile en iyi uyum sağlanacak şekilde karşılaştırılmış olup X, Y ve Z eksenleri ile 3D olarak ölçülmüş, farklar distorsiyon olarak kabul edilmiştir.

Opak işleminin farklı sistemle üretilen altyapılar üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla CAD/CAM ve Döküm(Porselenli) gruplarında meydana gelen distorsiyon miktarlarının medyan değerleri incelenmiştir. Buna göre opak uygulamasının CAD/CAM ve Döküm sistemiyle elde edilen altyapılarda meydana getirdiği X, Y, Z eksenlerinde ve 3D distorsiyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 15).

Tablo 15: CAD/CAM ve Döküm(Porselenli) Grupları Arasında, OPAK-TESVİYE 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Karşılaştırılması(*Değerler mikron olarak verilmiştir*)

	CAD/CAM			DÖKÜM			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
OPAK-TESVİYE(3D)	21	±16,5	15,5	28	±18	21	0,247
OPAK-TESVİYE(X)	12,5	±10	8	19	±13	12,5	0,105
OPAK-TESVİYE(Y)	13	±11,5	11,5	15,5	±14	11	0,853
OPAK-TESVİYE(Z)	5	±2	4	6	±5	4	0,853

Mann Whitney U Testi

Opak uygulamasını takiben dentin porseleni ve mine porseleni uygulanarak cila yapılmıştır. Bu işlemlerin CAD/CAM ve Döküm sistemiyle üretilen altyapılar üzerinde meydana getirdiği distorsiyonu ölçmek amacıyla her bir sistemde dentin porseleni, mine porseleni ve cila uygulanan altyapılar taranarak elde edilen sanal modeller ile opak aşamasından sonra taranarak elde edilen sanal modeller, bilgisayar yazılımı aracılığı ile en iyi uyum sağlanacak şekilde karşılaştırılmış olup X, Y ve Z eksenleri ile 3D olarak ölçülmüş, farklar distorsiyon olarak kabul edilmiştir.

Opak sonrası devam eden porselen uygulamasının farklı sistemle üretilen altyapılar üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla CAD/CAM ve Döküm (Porselenli) gruplarında meydana gelen distorsiyon miktarlarının medyan değerleri incelenmiştir (Tablo 16).

Buna göre opak sonrası porselen uygulamalarının CAD/CAM ve Döküm sistemiyle elde edilen altyapılarda meydana getirdiği X, Y, Z eksenlerinde ve 3D distorsiyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Tablo 16: CAD/CAM ve Döküm(Porselenli) Grupları Arasında, PORSELEN-OPAK 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Karşılaştırılması(*Değerler mikron olarak verilmiştir*)

	CAD/CAM			DÖKÜM			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
PORSELEN-OPAK(3D)	28	±24	15,5	47	±34	38,5	0,075
PORSELEN-OPAK(X)	15,5	±11	11	27	±15	28,5	0,052
PORSELEN-OPAK(Y)	18	±20	8	31	±28	19	0,089
PORSELEN-OPAK(Z)	6,5	±5	4	11	±6,5	9	0,105

Mann Whitney U Testi

Metal altyapılar elde edilip tesviyelerinin yapılmasını takip eden porselen uygulamalarının toplamının (Opak1, opak2, dentin, mine ve glazür) CAD/CAM ve

döküm tekniği ile üretilen altyapılarda meydana gelen distorsiyonların değerlendirilmesi amacıyla CAD/CAM ve Döküm(Porselenli) grupları değerlendirilmiş olup her bir grubun porselen işlemleri sonucunda elde edilen protezler taranarak sanal modelleri elde edilmiş ve tesviye sonrası elde edilen sanal modellerle en iyi uyum sağlanacak biçimde karşılaştırılmıştır. Çakıştırma sonucu X, Y ve Z eksenleri ile 3D olarak elde edilen farklar distorsiyon olarak kabul edilmiştir (Tablo 17).

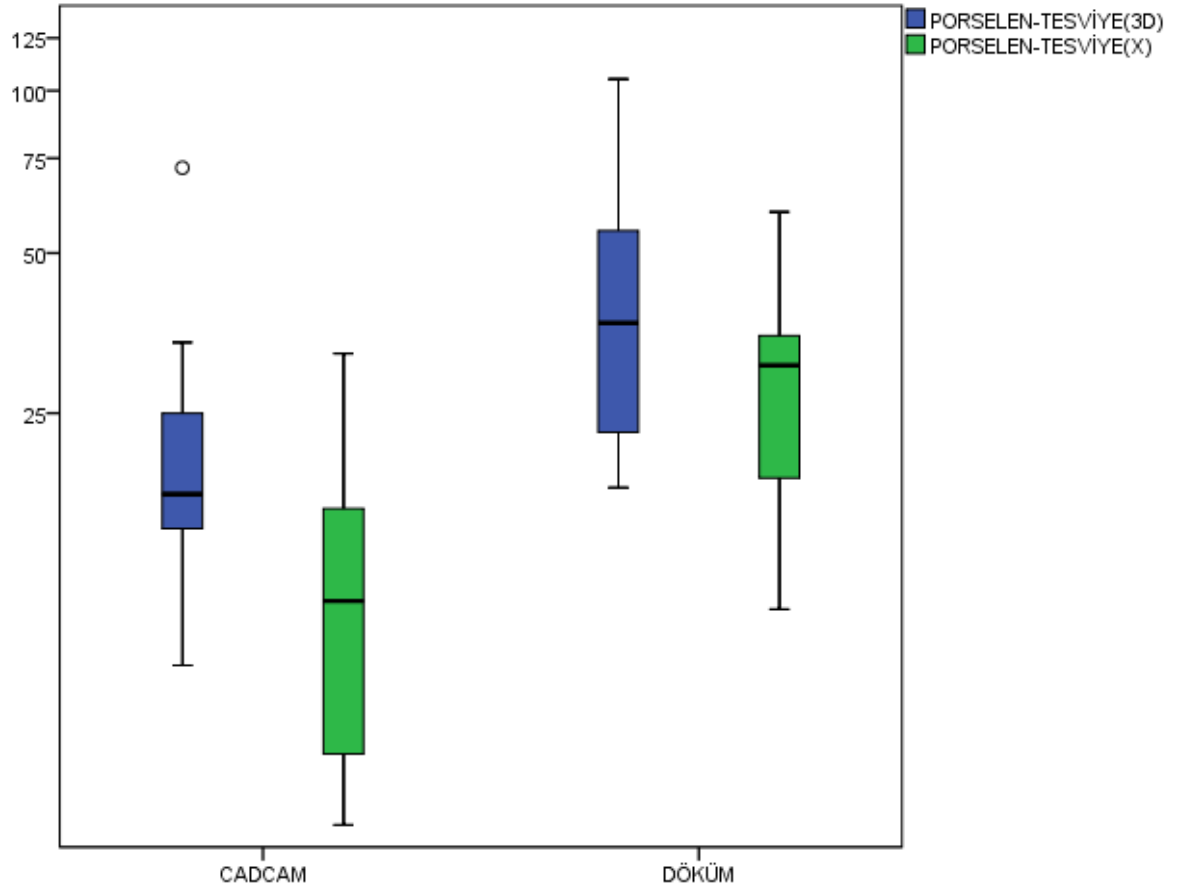
Buna göre porselen uygulama işleminin CAD/CAM ve Döküm sistemi ile elde edilen altyapıların X ekseninde ve 3D distorsiyonuna etkisi arasında anlamlı fark bulunmuştur. Porselen uygulama işleminin Döküm sistemi ile elde edilen altyapıların distorsiyonunun medyan değerleri daha yüksektir ($p < 0.05$). Y ve Z eksenlerinde meydana gelen distorsiyonlar incelendiğinde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Tablo 17: CAD/CAM ve Döküm(Porselenli) Grupları Arasında PORSELEN-TESVİYE 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Karşılaştırılması(*Değerler mikron olarak verilmiştir*)

	CAD/CAM			DÖKÜM			P
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
PORSELEN-TESVİYE(3D)	23	±19	17,5	46	±30	37	0,007
PORSELEN-TESVİYE(X)	12	±9	10	30	±14	31	0,004
PORSELEN-TESVİYE(Y)	15	±17	9	26	±27,5	13	0,190
PORSELEN-TESVİYE(Z)	6	±4	6	9	±5	8	0,436

Mann Whitney U Testi

Grafik 2. CAD/CAM ve Döküm(Porselenli) Grupları Arasında PORSELEN-TESVİYE 3D, X Ölçümlerinin Karşılaştırılması



TESVİYE-TASARIM, OPAK-TESVİYE, PORSELEN-OPAK, PORSELEN-TESVİYE X ve Y distorsiyonlarının CAD/CAM ve Döküm(Porselenli) grupları arasında karşılaştırıldığında; Döküm(Porselenli) grubunun TESVİYE-TASARIM X ve Y distorsiyon medyan değerlerinin CAD/CAM grubuna göre yüksek olduğu saptanmıştır. OPAK-TESVİYE, PORSELEN-OPAK, PORSELEN-TESVİYE X ve Y distorsiyonları bakımından CAD/CAM ve Döküm(Porselenli) grubu arasında anlamlı fark olmadığı gözlenmiştir(Tablo 18).

Tablo 18: TESVİYE-TASARIM, OPAK-TESVİYE, PORSELEN-OPAK, PORSELEN-TESVİYE X ve Y Distorsiyonlarının CAD/CAM ve Döküm(Porselenli) Grupları Arasında Karşılaştırılması(*Değerler mikron olarak verilmiştir*)

	CAD/CAM			DÖKÜM			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
TESVİYE-TASARIM(X)	19	±20	16	108	±90	102	0,015
TESVİYE-TASARIM(Y)	37	±20	34	193	±20	191	<0,001
OPAK-TESVİYE(X)	23	±20	14	47	±50	26	0,393
OPAK-TESVİYE(Y)	25	±20	20	32	±50	15	0,684
PORSELEN-OPAK(X)	36	±40	25	55	±80	20	0,971
PORSELEN-OPAK(Y)	33	±50	14	60	±80	11	0,739
PORSELEN-TESVİYE(X)	27	±40	14	72	±70	41	0,075
PORSELEN-TESVİYE(Y)	28	±50	14	50	±80	16	0,739

Mann Whitney U Testi

4.4. Porselen Kütlesinin Döküm Yöntemiyle Üretilen Metal Altyapıların Distorsiyonuna Etkisinin Değerlendirilmesi

Döküm tekniği ile elde edilip tesviyesi tamamlanan metal altyapıların bir grubuna (Porselenli) sırasıyla opak1, opak2, dentin porseleni, mine porseleni ve glazür uygulaması yapılmış, her aşamada firmanın talimatları doğrultusunda fırınlama işlemi yapılmıştır. Diğer döküm grubundaki (Porselensiz) örneklere ise opak, porselen ve glazür uygulanmadan yalnızca firmanın talimatları doğrultusunda aynı sayıda fırınlama işlemi yapılmıştır. Böylelikle, porselen aşamalarında meydana gelebilecek distorsiyonun fırınlama sırasındaki ısı işleminden mi yoksa porselen kütlesinden mi kaynaklanabileceği tespit edilmeye çalışılmıştır.

Opak prosedüründe, uygulanan opağın etkisi olup olmadığını değerlendirmek amacıyla opak uygulanmış metal altyapılar (Porselenli)) taranıp elde edilen sanal modeller bir önceki aşamada elde edilen sanal modellerle, opak uygulanmadan sadece ısıtılma işlemine tabi tutulan metal altyapılar taranıp elde edilen sanal modeller bir önceki aşamada elde edilen sanal modellerle en iyi uyumun sağlandığı durumda karşılaştırılmış, X, Y, Z ve 3D olarak farklar ölçülmüş ve her bir fark distorsiyon olarak kabul edilmiştir (OPAK-TESVİYE).

OPAK-TESVİYE 3D, X, Y, Z ölçümlerinin Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) grupları arasında karşılaştırılması sonucu; Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 19).

Tablo 19: OPAK-TESVİYE 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Döküm(Porselenli) ve Döküm(porselensiz) Grupları Arasında Karşılaştırılması(*Değerler mikron olarak verilmiştir*)

	Döküm(Porselenli)			Döküm(Porselensiz)			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
OPAK-TESVİYE(3D)	28	±19	21	19	±6	19,5	0,529
OPAK-TESVİYE(X)	19	±13	12,5	13	±6	12,5	0,631
OPAK-TESVİYE(Y)	15,5	±14	11	10	±5	10,5	0,529
OPAK-TESVİYE(Z)	6	±5	4	4	±2	4	0,971

Mann Whitney U Testi

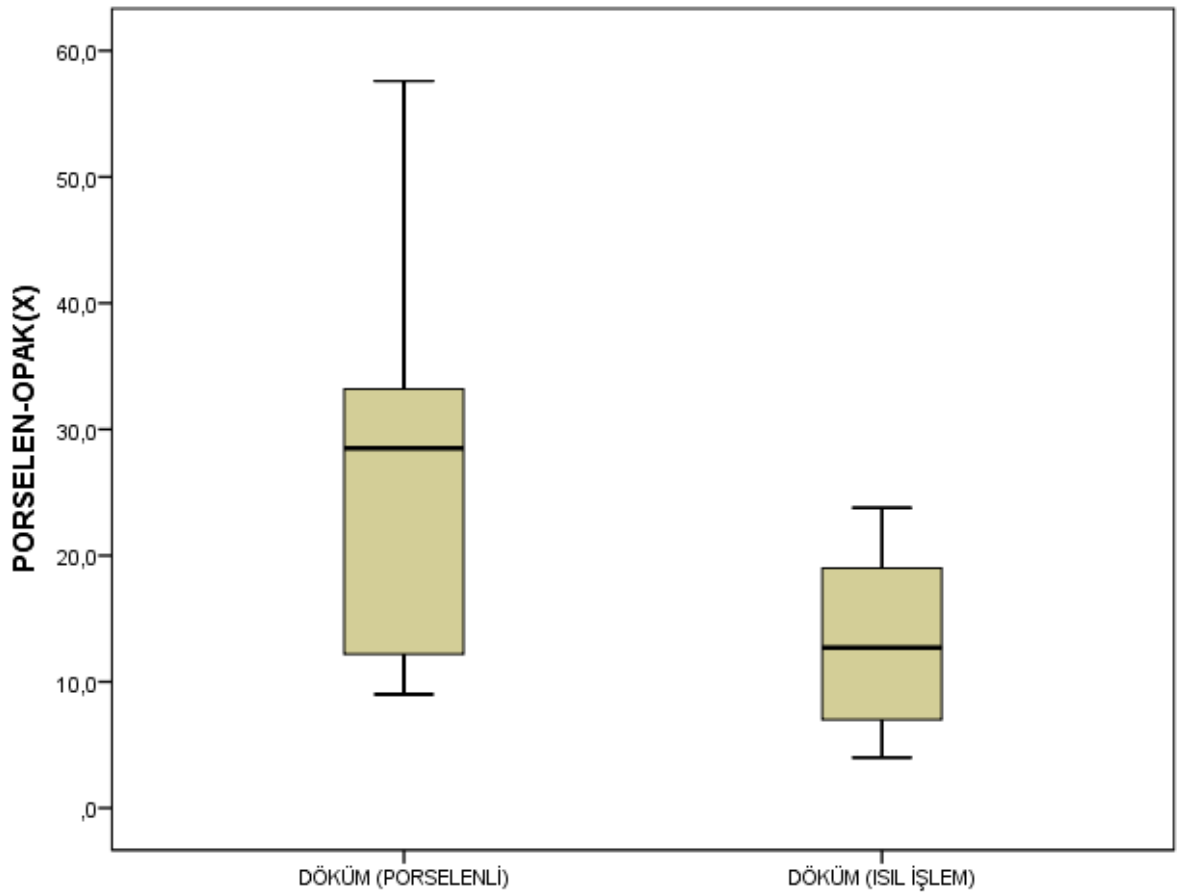
PORSELEN-OPAK, 3D, X, Y, Z ölçümlerinin Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) grupları arasında karşılaştırılması sonucu; Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) grupları arasında PORSELEN-OPAK X ölçümleri bakımından anlamlı fark olduğu saptanmıştır. Buna göre PORSELEN-OPAK X ölçümünün medyan değeri Döküm(Porselenli) grubunda Döküm(Porselensiz) grubuna göre daha yüksektir(Tablo 20).

Tablo 20: PORSELEN-OPAK 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) Grupları Arasında Karşılaştırılması(*Değerler mikron olarak verilmiştir*)

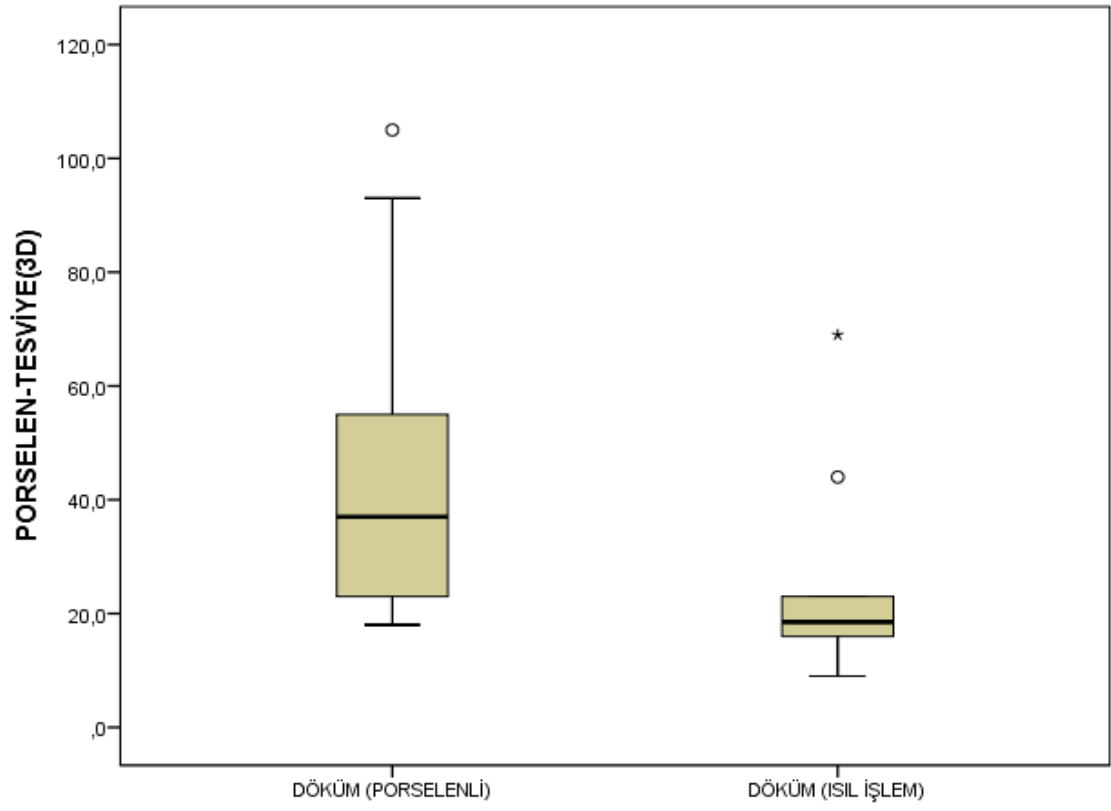
	Döküm(Porselenli)			Döküm(Porselensiz)			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
PORSELEN-OPAK(3D)	47	±34	38,5	20	±15	19	0,075
PORSELEN-OPAK(X)	27	±16	28,5	13	±7	13	0,023
PORSELEN-OPAK(Y)	31	±28	20	11	±11	8	0,052
PORSELEN-OPAK(Z)	11	±6,5	9	7	±7	6	0,165

Mann Whitney U Testi

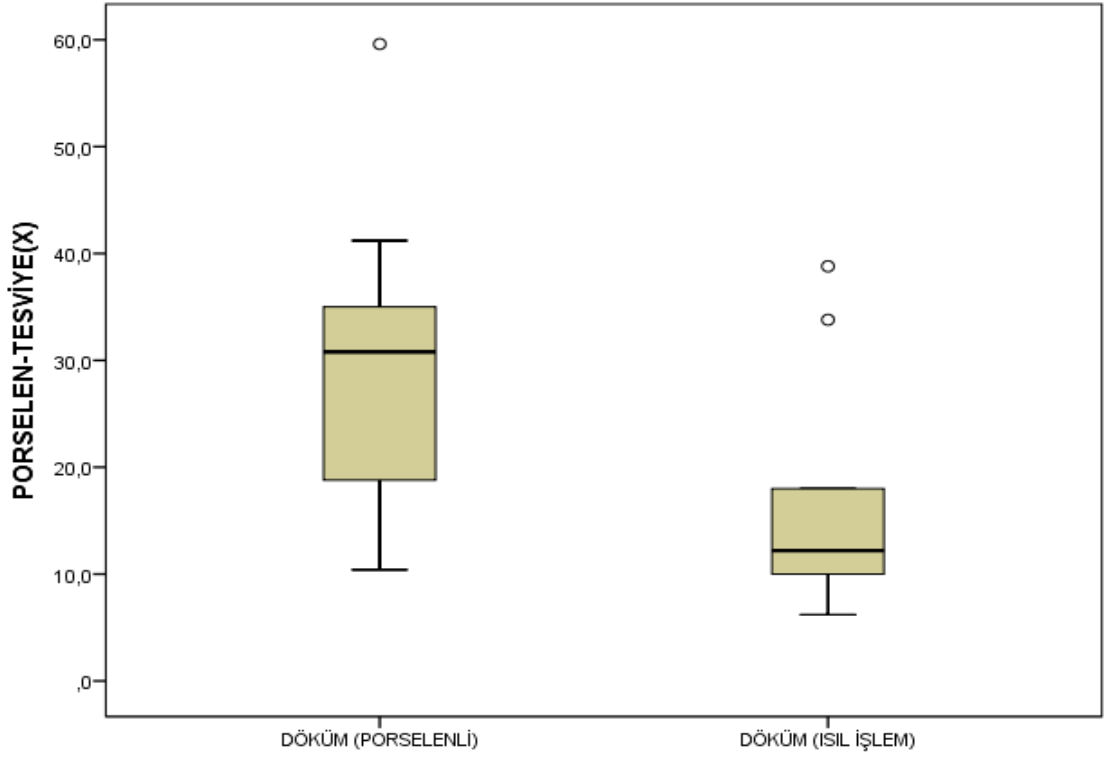
Grafik 3: Döküm (Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) Arasında PORSELEN-OPAK X Ölçümlerinin Karşılaştırılması



Grafik 4: Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) Arasında PORSELEN-TESVİYE (3D) Ölçümlerinin Karşılaştırılması



Grafik 5: Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) Arasında PORSELEN-TESVİYE (X) Ölçümlerinin Karşılaştırılması



PORSELEN-TESVİYE 3D, X, Y, Z ölçümlerinin Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) grupları arasında karşılaştırılması sonucu; PORSELEN-TESVİYE 3D ve X distorsiyonları bakımından anlamlı fark olduğu saptanmıştır. Buna göre Döküm(Porselenli) grubunun PORSELEN-TESVİYE 3D ve X yönündeki distorsiyonlarının medyan değerleri Döküm(Porselensiz) grubuna göre daha yüksektir (Tablo 21).

Tablo 21: PORSELEN-TESVİYE 3D, X, Y, Z Ölçümlerinin Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) Grupları Arasında Karşılaştırılması(*Değerler mikron olarak verilmiştir*)

	Döküm(Porselenli)			Döküm(Porselensiz)			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
PORSELEN-TESVİYE(3D)	46	±30	37	25	±18	18,5	0,023
PORSELEN-TESVİYE(X)	30	±14	31	17	±11	12	0,035
PORSELEN-TESVİYE(Y)	26	±27,5	13	13	±13	9	0,105
PORSELEN-TESVİYE(Z)	9	±5	8	7	±6,5	5,5	0,315

Mann Whitney U Testi

Döküm(Porselenli) ve Döküm(Porselensiz) grupları arasında OPAK-TESVİYE, PORSELEN-OPAK, PORSELEN-TESVİYE X ve Y distorsiyonları karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır(Tablo 22).

Tablo 22: OPAK-TESVİYE, PORSELEN-OPAK, PORSELEN-TESVİYE X ve Y Distorsiyonlarının Karşılaştırılması(*Değerler mikron olarak verilmiştir*)

	Döküm(Porselenli)			Döküm(Porselensiz)			p
	Ort.	s.s.	Medyan	Ort.	s.s.	Medyan	
OPAK-TESVİYE(X)	47	±50	26	29	±20	24	0,853
OPAK-TESVİYE(Y)	32	±50	15	15	±10	11	0,912
PORSELEN-OPAK(X)	55	±80	20	25	±20	20	0,631
PORSELEN-OPAK(Y)	60	±80	11	25	±40	10	0,739
PORSELEN-TESVİYE(X)	72	±70	41	39	±20	45	0,739
PORSELEN-TESVİYE(Y)	50	±80	16	27	±40	14	0,796

Mann Whitney U Testi

5. TARTIŞMA

Günümüzde, total dişsizlik vakalarında implant üstü protetik tedavi seçeneklerinin önemi giderik artmaktadır. Hastalara sunduğu yüksek çiğneme kabiliyeti ve kullanım konforunun yanında tedavinin yenilenebilirliği, dişeti sağlığı açısından simante protezlere göre üstünlüğü, tamir ve temizlik işlemi gerektiğinde hekim tarafından kolaylıkla çıkarılabilmesi gibi avantajları nedeniyle vida tutuculu sabit protezler sıklıkla tercih edilmektedir. Doğal dişlerin aksine implantlar çene kemiğine osseoentegre olarak rijit bir destek sağlarlar. Bu nedenle mevcut osseoentegrasyonun devamı açısından implantlara gelen yüklerin mevcut alveol veya çene kemiğine zarar vermeyecek biçimde kontrollü bir şekilde ayarlanması gerekmektedir(Branemark 1977, Takayama 90, McGlumphy 1989).

İmplant ile protez arasındaki pasif uyumun, implantlar üzerine gelen yükler ve osseoentegrasyonun devamı açısından önemli bir faktör olduğu düşünülmektedir. Uyumu iyi olmayan vida tutuculu protezleri implantlar üzerine yerleştirirken implant-protez arayüzündeki stres seviyesi çok daha yüksek olabilmektedir(Brunski JB 1993). Yapılan klinik çalışmalarda implant-üstyapı uyumsuzluğunun vida tutuculu implant destekli protezlerde birtakım mekanik problemlere sebep olabileceği belirtilmektedir (Kallus ve Bessing 1994, Kohavi 1993, Taylor 2000). Mekanik komplikasyonların yanında komşu yumuşk dokularda doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve osseointegrasyonun bozulması gibi birtakım biyolojik komplikayonlar görülebilmektedir (Adell ve ark.1981, Bauman ve ark.1992, Haanes 1990, Kaluus ve ark.1994, Yanase ve ark.1994)

Protezlerin gövde uzunluğu arttıkça distorsiyon miktarlarında da artış eğilimi görülmektedir(Fusayama ve ark. 1964). Katsoulis ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada uzun gövdeli köprü protezlerinde kısa gövdeli köprü protezlerine göre daha fazla uyumsuzluk olduğunu bildirmişlerdir(Katsoulis ve ark. 2014). Protezin formu da distorsiyon biçimini etkileyen bir faktördür. İnternal stresler metal altyapılarda distorsiyona sebep olmaktadır. Döküm metallerin farklı bölümlerinde üniform olmayan soğuma ve eşit olmayan ısı transfer hızı internal streslerin oluşmasına sebep olur. ‘U’ şeklindeki bir döküm soğutulurken açık uçlar daha hızlı soğuyacak ve eğimli kısımda internal stresler oluşacaktır. Bu nedenle kapalı kısmı büzülme eğilimi gösterecekken

açık uçlar birbirinden uzaklaşır (Sen 2006, Shanmugam 2000). Bununla birlikte uzunluğu fazla olan metal-seramik restorasyonlarda, porselen pişirme işlemi sırasında, altyapının kendi kütesinin etkisi ile deforme olma riski mevcuttur. Kütesi fazla olan yapıda daha fazla bükülme gerilimi ve buna bağlı olarak daha fazla sünme(creep) meydana gelmektedir. Porselen fırınlama aşamalarında desteksiz kalan uzun metal altyapılarda ağırlığın artmasına bağlı olarak deformasyon riski daha fazladır. Bu nedenle uzun köprü protezlerinde daha fazla uyumsuzluk görülebilmektedir(Prakash ve ark. 2012). Çalışmamızda tek parça olarak üretilen metal altyapıların uyumuna farklı üretim tekniklerinin ve porselen uygulama aşamalarının etkisini gözlemlemeyi amaçladık ve bu nedenle çalışmamızda total dişsiz alt çene modeli üzerine, beş implant destekli, tek parça, on iki üyeli ve 5.5 mm kanat uzantısına sahip protez tasarımı kullandık.

İmplant destekli sabit protezlerde teknik komplikasyon oluşma riskini engellemek amacıyla rijit materyallerin kullanılması önerilmektedir(Bacchi ve ark. 2013, Sertgöz 1997). NiCr alaşımlarında görülen Ni alerjisi nedeniyle bu alaşımların yerine, yine rijit yapıda olan CoCr alaşımları dişhekimliğinde sıklıkla kullanılan üstyapı materyallerinde biri olup porselen ile uyumu son derece iyidir(Ortorp ve ark. 2012, Svanborg ve ark. 2013). Teigen ve Jokstad tarafından yapılan uzun dönem takip çalışmasında CoCr alaşımı kullanılarak hazırlanan metal-seramik restorasyonlarda, altın alaşımı ile kıyaslanabilir teknik ve biyolojik komplikasyonlar görüldüğü bildirilmiştir(Teigen ve Jokstad 2012). Ayrıca CoCr alaşımlarının CAD/CAM sistemleri ile kullanımına uygun blokları mevcuttur. Bu nedenlerle çalışmamızda her iki üretim sistemi için de CoCr alaşımı kullandık.

Geleneksel döküm yönteminde metal altyapı elde etmek amacıyla yapılan mum/reçine modelaj (Nes ve ark. 1992), revetman ve döküm prosedürü (Tan ve ark. 1993) gibi laboratuvar aşamaları protez altyapısında distorsiyona sebep olabilmektedir. Mum modelaj esnasında oluşacak hataları elimine etmek ve standart altyapı modelajları elde etmek amacıyla CAD/CAM sistemi kullanarak PMMA bloklardan birbiriyle aynı on adet altyapı modelajı elde ettik. Böylelikle döküm sistemiyle elde ettiğimiz altyapıların CAD/CAM sistemiyle üretilen altyapılar ile kütesel olarak standardizasyonunu sağlamayı amaçladık ve porselen uygulama aşamalarında distorsiyona etki edebilecek farklılıkların ortaya çıkmasının önüne geçmiş olduk.

İmplantlar ile destekledikleri protezler arasındaki uyumu ölçmek amacıyla birçok teknik kullanılmıştır. Işık mikroskobu (Takahashi ve Gunne 2003, de Torres ve ark 2007, Mitha ve ark 2009, Koke ve ark 2004) ve ölçü materyalleri (Binon ve ark 1992) gibi direk teknikler ile gerilim ölçerler (Smedberg ve ark. 1996, Paiva ve ark 2009), fotogrametri (Jemt ve Lie 1995), ve mekanik yada optik tarayıcılar (Al Fadda ve ark 2007, Eliasson ve ark 2010, Hjalmarsson ve ark 2010, Jemt ve Hjalmarsson 2012, Ortop ve ark 2005, Jemt 2005, Jemt ve Lekholm 2005, Mulcahy ve ark 2000, Tahmaseb ve ark 2010) gibi indirek teknikler implant-protez arayüzündeki uyum hakkında bilgi verebilmektedir.

Işık mikroskobu ile yapılan ölçümler iki boyutlu olarak dikey ve yatay yöndeki uyumsuzluklar hakkında bilgi vermekte olup sagittal düzlemde meydana gelebilecek uyumsuzluk hakkında bilgi verememektedir. Ayrıca yapılacak karşılaştırmalı ölçümler için, ölçüm yapılacak alanda referans noktaları oluşturmak gereklidir (Chang ve ark 2005, Sartori ve ark. 2004). Bu yöntemde doğru sonuç elde edebilmek için standardizasyona hassasiyet gösterilmesi gerektiği belirtilmiştir (Abduo 2010). Gerilim ölçerlerin kullanıldığı yöntemde aynı alçı model üzerinde tekrarlanan vidalama işlemine bağlı olarak alçı modelde olası bir deformasyonun ortaya çıkabilme ihtimali bu tekniğin kısıtlaması olarak görülmüştür (Paiva 2009). Koordinat ölçüm cihazları genellikle sanayide kalite kontrol amacıyla kullanılan cihazlardır. CMM ile ölçümleri yapmak için ilgili cihazın eğitimini almış tecrübeli bir operatöre ihtiyaç duyulmaktadır. Günümüz dişhekimliğinde CAD/CAM uygulamalarının yaygınlaşmasıyla birlikte 3 boyutlu Inlab tarayıcılar sıklıkla kullanılmaktadır. İlerleyen teknoloji ile birlikte Inlab tarayıcıların hassasiyeti eskiye oranla artmıştır. Özellikle uzun sabit protetik tedavi tasarımlarında Inlab tarayıcılar tercih edilmektedir. Inlab tarayıcılar ile yapılan taramalar açık bir format olan STL formatında kaydedilebilmekte ve çeşitli metroloji programlarıyla birlikte kullanılmaya imkan vermektedir. Bu sayede CMM ve endüstriyel tarayıcılara benzer şekilde 3 boyutlu karşılaştırma ve ölçüm yapılmasına imkan tanımaktadır. Bütün bu avantajlardan dolayı çalışmamızda 3 boyutlu Inlab tarama cihazı kullandık.

Döküm tekniği ile tek parça elde edilen altyapılardaki uyumun tatmin edici olmadığı bildirilmiştir (Carr ve Stewart 1993, Carr ve Brantley 1996). Bu uyumsuzluğu çözmek amacıyla kullanılan tekniklerden biri altyapıyı ayrı parçalar halinde üretilen lazer

kaynak ile bu parçaları birleştirmektedir. Bu yöntem klinik olarak iyi sonuçların elde edilmesine olanak tanımıştır(Hedkvist 2004, Hellden 2003). Fakat yapılan uzun dönem takip sonuçlarında bu teknikle üretilen altyapılarda tek parça döküm altyapılara göre daha fazla kırık ve komplikasyon gözlenmiştir(Ortorp ve Jemt 2009).Bu olumsuzluklar nedeniyle tek parça sabit protezlerin üretilmesi amacıyla farklı yöntemlerin arayışına girilmiş ve CAD/CAM tekniği kullanılmaya başlanmıştır.

Hjalmarsson ve arkadaşları 2010 yılında 3 boyutlu CMM kullanarak yapmış oldukları çalışmada döküm metal altyapıların yatay yönde ayrılarak lehimlendiği Cresco tekniği ile CAD/CAM tekniğinin uyumunu karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak yatay yöndeki distorsiyonların her iki teknik için de benzer olduğunu fakat dikey yönde CAD/CAM tekniğiyle üretilen altyapıların uyumunun daha iyi olduğunu belirtmişlerdir(Hjalmarsson ve ark 2010). CMM kullanılarak yapılan diğer çalışmalar da benzer sonuçlar elde edilmiştir.(Ortorp ve ark.2003, Al-Fadda ve ark 2007, Sierraalta ve ark 2012)

Takahashi ve Gunne CAD/CAM ve döküm sistemiyle üretilen implant destekli protezlerin dikey yöndeki uyumunu mikroskop kullanarak değerlendirmişler ve CAD/CAM sistemi ile üretilen altyapıların dikey yöndeki uyumunun döküm altyapılara göre daha iyi olduğunu saptamışlardır(Takahashi ve Gunne 2003)

Almasri ve arkadaşları döküm ve CAD/CAM tekniği ile üretilen altyapıların uyumunu karşılaştırmak amacıyla kontakt tarayıcı kullanmışlardır. Beş implant üzerinde hazırladıkları barların model üzerinde bir vidasını sıkıştırarak diğer implant-abutment arasındaki boşlukları hacimsel olarak hesaplamışlardır. Sonuç olarak CAD/CAM sistemi ile geleneksel döküm tekniğine göre daha hassas biçimde altyapı üretilmesinin olanaklı olduğunu ifade etmişlerdir(Almasri ve ark 2011). Hacimsel olarak ölçüm yapılan bir diğer çalışmada elde edilen sonuçlar da bu çalışmayı desteklemektedir (Drago ve ark 2010).

Karl ve Taylor 3 üyeli köprü protezlerinin uyumuna farklı üretim tekniklerinin etkisini değerlendirmek amacıyla gerilim ölçme cihazı kullanmıştır(Karl ve Taylor 2011,Karl ve Host 2012). CAD/CAM tekniği ile elde edilen altyapıların vidalarının sıkılması esnasında meydana gelen gerilimlerin döküm tekniği ile elde edilen altyapılara göre daha düşük olduğu, CAD/CAM sistemi ile daha fazla pasif uyuma sahip

altyapıların üretilebileceği belirtilmiştir. Gerilim ölçme cihazıyla yapılan diğer bir çalışmada da benzer sonuçlar ortaya çıkarılmıştır(Karl ve Host 2012).

Çalışmamızda ölçüm için, protezlerin abutment ile vidalanırken birleştiği yüzeydeki vida deliklerinin merkez noktalarını referans noktası olarak kullandık. Döküm sistemi için PMMA patern, CAD/CAM sistemi için tasarım verisinde oluşturulan değişmez referans noktaları ile üretilen altyapılardan elde edilen referans noktaları kullanılarak üç boyutlu olarak çakıştırılmıştır. Yaptığımız ölçümlerde geleneksel döküm tekniğinde X ekseninde meydana gelen distorsiyon miktarı ortalama $68.5 \pm 33.31 \mu\text{m}$, Y ekseninde $76.1 \pm 17.75 \mu\text{m}$, Z ekseninde $7.3 \pm 4.5 \mu\text{m}$ ve 3D $110.8 \pm 33.84 \mu\text{m}$ olarak hesaplanmıştır. CAD/CAM tekniğinde ise X ekseninde $7.7 \pm 3.4 \mu\text{m}$, Y ekseninde $5.4 \pm 1.83 \mu\text{m}$, Z ekseninde $2.6 \pm 1.54 \mu\text{m}$ ve 3D $11.2 \pm 2.42 \mu\text{m}$ olarak hesaplanmıştır. Her üç eksen ve 3D distorsiyon miktarı CAD/CAM tekniği ile üretilen altyapılarda döküm tekniğiyle üretilen altyapılara göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Çalışmamızda CAD/CAM sistemi ile üretilen tam ark sabit protezlerin uyumunun geleneksel döküm tekniğine göre daha iyi olduğu ortaya çıkarılmıştır. Bulduğumuz sonuç literatürde mevcut çalışmalarla uyumludur. Her iki yöntemle elde edilen altyapıların distorsiyonları kıyaslandığında en az fark Z ekseninde, yani dikey yönde görülmüştür. Geleneksel döküm tekniği ile üretilen altyapıların Y eksenindeki distorsiyon miktarı X eksenine göre daha fazlayken CAD/CAM sisteminde daha azdır. Döküm sisteminde arkın genişliği(X eksen) artmışken arkın derinliği(Y eksen) azalmıştır. ‘U’ şeklindeki dökümlerde, şeklin kapalı kısmının açık uçlardan daha yavaş soğuması ve büzülmenin kapalı kısımda yoğunlaşması Y ekseninde beklenen şekilde daha fazla distorsiyona sebep olmuş olabilir.

Döküm alaşımının tipi, porselenin fırınlanma aşamasındaki büzülmesi, altyapı dizaynı, döküm ve sonrasındaki yüzey işlemlerinin neden olduğu streslerin açığa çıkması, metal alaşımının yüksek derecelerde sünmesi ve fırınlama aşamasında altyapının yeterince desteğe sahip olmaması gibi nedenlerin porselen uygulama aşamasında metal altyapının distorsiyonuna sebep olabileceği ileri sürülmektedir (Lakhani ve ark 2002).

Tek kuron protezlerinin porselen uygulama aşamalarında marjinal uyumunu değerlendiren çalışmalarda en fazla marjinal açıklık değişikliğinin ilk fırınlama işlemi olan oksidasyon aşamasında meydana geldiği bildirilmiştir.(Campbell ve Pelletier 1992,

Gemalmaz ve ark 1995). Porselen öncesi altyapıya uygulanan tesviye, cila ve kumlama gibi yüzey işlemlerinin, oksidasyon fırınlamasından sonra yapılmasının, meydana gelen distorsiyonların azalmasına sebep olduğu ileri sürülmüştür (Campbell ve ark 1995, Naveen ve ark 2011). Campbell ve arkadaşlarına göre döküm ve ardından uygulanan yüzey işlemlerinin sebep olduğu internal stresler sinerjik etki yaratarak uyumu olumsuz yönde etkilemektedir. Fakat dökümden sonra ilk oksidasyon fırınlaması yapılırsa yüzey işlemleri ve diğer fırınlama aşamalarının marjinal uyumu olumsuz etkilememektedir. Lakhani ve arkadaşları implant destekli köprü protezlerinde yapmış oldukları çalışmada ise diğer çalışmaların aksine yüzey işlemlerinin oksidasyon aşamasından önce veya sonra uygulanmasının porselen aşamalarında meydana gelen toplam distorsiyona etki etmediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda oksidasyon fırınlaması öncesi yapılan tesviye işleminde döküm tekniği için X, Y, Z eksenlerinde ve 3D olarak sırasıyla $10.6 \pm 4.04 \mu\text{m}$, $8.6 \pm 4.17 \mu\text{m}$, $6.3 \pm 3.43 \mu\text{m}$ ve $17.3 \pm 4.85 \mu\text{m}$ ortalama distorsiyon değeri hesaplanmıştır. CAD/CAM sisteminde ise bu değerler sırasıyla $11 \pm 4.45 \mu\text{m}$, $13.1 \pm 6.96 \mu\text{m}$, $5 \pm 2.28 \mu\text{m}$ ve $20.3 \pm 6.78 \mu\text{m}$ olarak hesaplanmıştır. Yüzey işlemleri sırasında meydana gelen ortalama distorsiyonlar iki sistem için de benzer olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Protez arkının genişliği ve derinliği incelendiğinde, yüzey işlemleri sonucunda CAD/CAM sistemi ile üretilen altyapılarda arkın genişliği(X yönü) ortalama 13 μm artmış ve arkın derinliği(Y yönü) 34 μm azalmıştır. X yönündeki artış istatistiksel olarak anlamlı değilken Y yönündeki azalma istatistiksel olarak anlamlıdır. Döküm tekniğinde ise X yönünde ortalama 2 μm , Y yönünde ortalama 6 μm kadar bir azalma meydana gelmiş olup bu değerler istatistiksel olarak anlamlı değildir. Elde ettiğimiz sonuçlara göre döküm tekniği ile üretilen tam ark protez altyapılarına oksidasyon fırınlaması öncesinde yapılan tesviye işleminin, protezlerin uyumunu anlamlı derecede etkilemeyeceği ortaya çıkarılmıştır. CAD/CAM tekniği ile üretilen altyapılarda ise tesviye işlemi yatay düzlemde anlamlı ölçüde azalmaya sebep olmuştur. Döküm tekniği ile ilgili yapılan benzer çalışmalarda da tesviye işleminin tek başına anlamlı derecede distorsiyona sebep olabileceğinden bahsedilmemekte, döküm işlemine ek olarak yapıda internal stresleri arttırabileceği söylenmektedir. Ortorp ve arkadaşları 2003 yılında yapmış oldukları çalışmada CAD/CAM tekniğiyle üretilen altyapıyı bloktan ayrılmadan önce ve ayrıldıktan sonra ölçmüş ve her ekseninde 20 mikrona yaklaşan distorsiyon miktarı tespit etmişlerdir (Ortorp ve ark. 2003). Bu sonuç kazıma işlemi sırasında metal altyapıda mevcut

streslerin açığa çıkması ve bloktan ayrılınca boyutsal değişikliğe uğrayabildiğini göstermektedir. CAD/CAM sisteminde meydana gelen fakat anlamlı distorsiyon miktarı Ortorp ve arkadaşlarının çalışmasıyla bu açıdan uyumludur.

Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra porselen pişirme işleminin, CoCr alaşımından farklı tekniklerle üretilen altyapıların distorsiyonuna etkisini karşılaştırmayı amaçladık. Çalışmanın bu bölümünü opak uygulaması ve daha sonraki porselen uygulamaları(Dentin, mine ve glazür) olarak iki aşamada değerlendirdik. İlk aşamada yüzey işlemlerinin uygulanmasını takiben wash opak ve opak uygulaması yapıldıktan sonra altyapıların distorsiyon miktarı hesaplandı. CAD/CAM sistemi ile elde edilen altyapılarda distorsiyon miktarı X, Y, Z ve 3D eksenlerinde sırasıyla $12.5 \pm 10,13 \mu\text{m}$, $13,1 \pm 11,51 \mu\text{m}$, $4,6 \pm 1,62 \mu\text{m}$ ve $21,3 \pm 16,51 \mu\text{m}$, döküm tekniğinde ise aynı sırayla $18,8 \pm 13,42 \mu\text{m}$, $15,5 \pm 14,11 \mu\text{m}$, $5,7 \pm 5,45 \mu\text{m}$ ve $28,0 \pm 18,65 \mu\text{m}$ olarak hesaplandı. Döküm tekniğiyle üretilen altyapılarda her yöndeki ortalama distorsiyon miktarı CAD/CAM sistemine göre daha yüksek iken bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Dentin, mine ve glazür uygulamasından sonra X, Y, Z ve 3D eksenlerinde hesaplanan ortalama distorsiyon miktarı CAD/CAM sistemi için sırasıyla $15,5 \pm 10,95 \mu\text{m}$, $17,7 \pm 20,43 \mu\text{m}$, $6,5 \pm 5,03 \mu\text{m}$ ve $27,9 \pm 23,93 \mu\text{m}$ iken döküm sisteminde $26,6 \pm 15,68 \mu\text{m}$, $31,1 \pm 27,70 \mu\text{m}$, $10,7 \pm 6,56 \mu\text{m}$ ve $47,3 \pm 34,27 \mu\text{m}$ 'dir. Her iki sistem ile üretilen altyapılarda meydana gelen distorsiyonlar opak aşamasına göre artış göstermiştir. Ortalama distorsiyon miktarındaki bu artış döküm sistemi için daha fazladır fakat bu değerler istatistiksel olarak anlamlı değildir

Porselen pişirme işlemini iki farklı aşamada değerlendirdiğimizde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamasına rağmen bütün porselen aşamalarını ele aldığımızda X ve 3D eksenlerinde iki sistem arasında anlamlı farklar olduğu ortaya çıkmıştır. Y ve Z eksenlerinde ise farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir. Porselen pişirme işleminin döküm altyapılarda X yönünde meydana getirdiği ortalama distorsiyon $30,4 \pm 13,91 \mu\text{m}$ iken CAD/CAM altyapılarda $12,2 \pm 8,82 \mu\text{m}$ 'dir($p=0,004$). Üç boyutlu distorsiyon miktarı ise döküm sistemi için $46,4 \pm 29,80 \mu\text{m}$ iken CAD/CAM sistemi için $23,2 \pm 18,66 \mu\text{m}$ 'dir($p=0,007$). Ortorp ve arkadaşlarının CAD/CAM sistemi ile üretilen Ti altyapıların porselen sonrası ana modele uyumunu karşılaştırdıkları çalışmada X ekseninde maksimum $10 \mu\text{m}$, Y ekseninde $17 \mu\text{m}$, Z ekseninde $7 \mu\text{m}$ ve 3D $18 \mu\text{m}$ distorsiyon meydana geldiğini ve bu distorsiyonların altyapıların abutmetlere

uyumunu anlamlı ölçüde etkilemediğini belirtmişlerdir (Ortorp ve ark. 2003). Katsoulis (Katsoulis ve ark.2015) ve Tioosi ve arkadaşlarının (Tioosi ve ark. 2008) porselen uygulamasının dikey yöndeki uyumunu araştırdıkları çalışmalarda benzer şekilde dikey yönde uyumun bozulmadığı bildirilmiştir. Svanborg ve arkadaşları(Svanborg ve ark. 2015) CAD/CAM tekniği ile üretilen CoCr altyapıları seramik kapladıktan sonra yaptıkları ölçümlerde dikey yöndeki distorsiyonların anlamlı olmadığını, yatay düzlemde X yönündeki uyumsuzluğun 13.5 μm 'dan 9.7 μm a, Y yönündeki uyumsuzluğun ise 6.3 μm dan 4.4 μm ' a gerilediğini bildirmişlerdir. 3D distorsiyon değeri ise 17.8 μm ' dan 13.7 μm ' a gerilemiştir. Seramik kaplamadan önce altyapılarda arkın ortalama genişliği modelden 47 μm daha az iken seramik kaplanmasından sonra bu değer 27 μm 'a düşmüştür. Yani porselen uygulanması altyapılardaki ark genişliğini 20 μm arttırmıştır. Bizim çalışmamızda porselen uygulaması sonrasında ortalama ark genişliği 10 μm artmış ve ark derinliği 7 μm azalmış olup meydana gelen bu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Porselen fırınlama aşamalarının uyuma etkisini incelemek amacıyla daha önce yapılan çalışmalarda genellikle iki yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemlerden birisi metal altyapıların üzerine porselen kaplanmadan sadece porselen pişirme ısılarına tabi tutularak yapılan değerlendirmelerdir. Diğer yöntemde ise altyapılar porselen kaplanarak fırınlanmaktadır. Metal altyapılara porselen uygulanmadan yapılan çalışmalar , porselen kütlesinin sebep olabileceği distorsiyonlar hakkında bilgi verememekte, yalnızca altyapıların ısı işlemlerden kaynaklı değişimini gösterebilmektedir. Diğer yöntemde ise meydana gelebilen distorsiyonların tekrarlayan ısı işlemlerden mi veya porselen kütlesinden mi kaynaklandığının tespit etmek mümkün olamamaktadır. Çalışmamızda porselen kütlesinin distorsiyona etkisi olup olmadığını değerlendirmek amacıyla döküm sistemiyle üretilen altyapılardan bir gruba porselen uygulanırken diğer grup sadece ısı işlemlere tabi tutulmuştur. Böylece porselen kütlesinin distorsiyona etksi olup olmadığını ortaya çıkarmayı amaçladık. Yapılan ölçümlerde sadece ısı işlem uygulanan altyapılarda meydana gelen ortalama distorsiyon miktarı her yönde porselenli gruba göre daha düşük bulunmuştur. Porselenli grubun X eksenindeki ve 3D ortalama distorsiyon miktarı sırasıyla $30.4 \pm 13,91 \mu$ ve $46.4 \pm 29,80 \mu\text{m}$ iken ısı işlem grubunda $16.6 \pm 11,12 \mu\text{m}$ ve $25.0 \pm 18,06 \mu\text{m}$ olarak hesaplanmıştır. X ve 3D yönündeki ortalama distorsiyonlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Buna göre porselen kütlesinin de ısı işlemlere ek olarak altyapıda distorsiyonu

etkilediği sonucuna varılabilir. Bunun nedeni porselen pişirilme ısısında desteksiz kalan metal altyapının kendi ağırlığıyla meydana gelen plastik deformasyonun(creep), altyapının üzerine uygulanan porselen kütlesinin ağırlığı eklendiğinde bir miktar daha artması olabilir(Prakash 2012) . Porselen uygulamasının kuron protezlerinin marjinal uyumuna etkisini araştıran bir çalışmada bizim çalışmamıza benzer şekilde porselen uygulamanın marjinal uyumu olumsuz etkilediği bildirilmiştir. Porselen kaplama sonrası distorsiyon miktarının artmasının nedeninin, protezin fırınlama sıcaklığından soğutulması sırasında metal altyapı ve porselen arasındaki ısısal büzülmenin farklılığından kaynaklandığını öne sürmüşlerdir. Fırınlama derecesinden soğuma esnasında porselenin metal altyapılar üzerinde kompresif kuvvetler oluşturarak altyapının distorsiyonuna etki etmiş olabilir(Amarnath ve ark 2017). Bridger ve Nicholls eğri ve uzun köprü protezlerinin uyumunu araştırdıkları çalışmada porselen uygulama aşamalarında altyapının distorsiyona uğradığını belirtmişlerdir. Meydana gelen distorsiyonun nedeni olarak metal altyapıda meydana gelen değişikliklerin yanında porselenin büzülmesinin de etkili olduğunu öne sürmüşlerdir. Porselenin uygulanması ve fırınlanması sonucunda oluşan bu distorsiyonun geri dönüşümlü olduğunu, porselenin metal altyapı üzerinden kimyasal olarak uzaklaştırılması sonucunda elastik bir geri dönüş olduğunu belirtmişlerdir(Bridger ve Nicholls 1981).

SONUÇLAR

1. Her iki üretim tekniği ile de tamamıyla pasif uyuma sahip protez altyapıları üretmek mümkün değildir.
2. CAD/CAM sistemi ile üretilen tam ark implant destekli sabit protezlerin uyumu döküm sistemine göre anlamlı ölçüde daha iyidir.
3. Oksidasyon fırınlaması öncesinde yapılan tesviye işleminin, döküm sistemi ile üretilen altyapılarda sebep olduğu distorsiyonlar, istatistiksel olarak anlamlı değildir. CAD/CAM ile üretilen altyapılarda ise yatay düzlemdeki distorsiyon değeri küçük fakat istatistiksel olarak anlamlıdır.
4. Porselen uygulama aşamasında meydana gelen distorsiyonlar, X ekseninde ve üç boyutlu ölçümlerde Döküm sisteminde CAD/CAM sistemine göre anlamlı ölçüde daha fazladır.
5. Porselen uygulama aşamasında X eksenindeki ve 3 Boyutlu distorsiyonlara ısı işlemin yanında porselen kütlesi de etki etmektedir.

KAYNAKLAR

1. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2010; 25(3): 506–15.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10:387-416.
3. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J Adv Prosthodont* 2014; 6(2): 138-145.
4. Al Jabbari YS, Barmpagadaki X, Psarris I, Zinelis S. Microstructural, mechanical, ionic release and tarnish resistance characterization of porcelain fused to metal Co-Cr alloys manufactured via casting and three different CAD/CAM techniques. *J Prosthodont Res.* 2019; 63(2): 150-156.
5. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont.* 2007;20:125–131.
6. Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont.* 2011;20:267–274.
7. Amarnath GS, Jakhanwal I, Prasad HA, Hilal M, Anupama T, Ayush M. In Vitro Comparison of Marginal Fit of “All Metal”, “Porcelain Fused to Metal” and “All Ceramic” Crowns. *Int J Biomed Sci* 2017; 13 (3): 147-153.
8. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996. 11(2): p. 216-22.
9. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent.* 2004; 13(4): p. 358-66.
10. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Science.* 2013; Vol. 55, No. 3, 239-244.
11. Ballard GT, Leinfelder KF, Taylor DF. Permeability and porosity of dental casting investments. *JProsthet Dent.* 1975; 34:170-178.
12. Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:330-7.

13. Binon PP, Weir D, Watanabe I, Walker L. Implant component compatibility. Tissue integration in oral, orthopedic, and maxillofacial reconstructions. Chicago, IL: Quintessence, 1992:218–226.
14. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström 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* 1977;16:1–132.
15. Branemark PI. Biological principles relative to osseointegrated implants. Continuing education course, October 1985, Rochester, MN.
16. Bridger DV, Nicholls JJ. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J Prosthet Dent* . 1981; 45:507–514.
17. Brunski JB. Biomechanics of osseointegration and dental prostheses. In: Naert I, van Steenberghe D, Worthington P, eds. *Osseointegration in oral rehabilitation: an introductory textbook*. Chicago, IL: Quintessence. 1993:133–156.
18. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent*. 2003. 89(3): p. 250-5.
19. Buzayan MM and Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *J Indian Prosthodont Soc* 2014; 14(1): p. 16-23.
20. Çalikkocaoğlu S. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal olmayan maddeler). (Sayı 3). Mor Ajans, İstanbul, Bölüm 2, ss:47-61, 2000.
21. Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part I--Metal collar width. *J Prosthet Dent* 1992;67:603-8.
22. Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics. Part II--Etiology. *J Prosthet Dent* 1992;68:284-9.
23. Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent* 1995;74:476-81.
24. Carr AB, Brantley WA. Characterization of nobel metal implant cylinders: as received cylinders and cast interfaces with noble metal alloys, *J Prosthet Dent* 75:77-85, 1996,
25. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991. 6(4): p. 448-55.
26. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(4): p. 468-75.

- 27.Carr AB, Stewart RB. Full-arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro observation for in vivo testing. *J. Prosthodont* 1993;(1), 2–8.
- 28.Chang TL, Maruyama C, White S, Son S, Caputo A. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:720–725.
- 29.Cohen SM, Vaidyanathan TK, Schulman A. The effect of limited beryllium additions on a Ni- Cr alloy. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 688-92.
- 30.Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 2007; 97(6): p. 349-56.
- 31.Cooney JP, Doyle TM, Caputo AA. Surface smoothness and marginal fit with phosphate-bonded investments. *J Prosthet Dent* 1979;41:411-417.
- 32.Cox JF and Pharoah M. An alternative holder for radiographic evaluation of tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1986; 56(3): p. 338-41.
- 33.Craig RG, Powers J, Sakaguchi R. *Craig's Restorative Dental Materials*, 13th ed. Mosby, Philadelphia, 2012.
- 34.Craig RG, Hanks CT. Reaction of fibroblasts to various dental casting alloys. *J Oral Pathol* 1988;17:341-7.
- 35.Daoudi MF, Setchell DJ and Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont* 2001. 14(2): p. 152-8.
- 36.de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos MG, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J. Dent.* 2007; 35(10), 800–5.
- 37.Denkhaus E, Salnikow K. Nickel essentiality, toxicity, and carcinogenicity, *Crit.Rev. Oncol. Hematol.* 2000;42: 35–56.
- 38.Donovan TE. and Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* 2004. 48(2): p. vi-vii, 445-70.
- 39.Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int J OralMaxillofac Implants.* 2010;25:920–929.
- 40.Earnshaw R. The effects of additives on the thermal behaviour of gypsum- bonded casting investments. Part I. *Aus.Dent* 1975;20: 27-31, (Abstract).

41. Eliasson A, . The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-Bridge) in the edentulous jaw. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12(2): p. 81-90.
42. Evans EJ, Thomas IT. The in vitro toxicity of cobalt-chromemolybdenum alloy and its constituent metals. *Biomaterials* 1986;7:25-9.
43. Fusayama T, Wakumoto S, Hosada H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1964;14:334-42.
44. Fusayama T. Factors and technique of precision casting. *J Prosthet Dent* 1959; 9:486-497.
45. Fusayama T, Ogata K. Casting shrinkages of inlay golds of known composition. *J Prosthet Dent* 1966; 16: 1135-1143.
46. Fusayama T, Yamane M. Surface roughness of casting made by various casting technique. *J Prosthet Dent* 1973 29:529-535.
47. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent* 1995;73:49-54.
48. Haannes HR. Implants and infections with special reference to oral bacteria. *J Clin Periodontol* 1990;17:516-24.
49. Hedkvist L, Mattsson T, Hellden LB. Clinical performance of a method for the fabrication of implant-supported precisely fitting titanium frameworks: a retrospective 5- to 8-year clinical follow-up study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2004;6(3), 174–80.
50. Hellden L, Ericson G, Elliot A, Fornell J, Holmgren K, Nilner K, Olsson CO. A prospective 5-year multicenter study of the Cresco implantology concept. *Int. J. Prosthodont.* 2003;16(5), 554–62.
51. Hjalmarsson L, Ortorp A, Smedberg JI, Jemt T. Precision of fit to implants: a comparison of Cresco and Procera implant bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12:271–280.
52. Ho EK, Darwell BW. A new method for casting discrepancy: some results for a phosphate-bonded investment. *J. Dent* 1998;26:59-68.
53. Hung CC, Hou GL, Tsai CC, Huang CC. Effect of zirconia-modified magnesia investment on the casting of pure titanium. *Koahsiung J. Med. Sci.* 2003;19: 121-6,(Abstract).
54. Hutton JE, Marshall GW. Expansion of phosphate-bonded investments: Part I- Setting expansion. *J Prosthet Dent* 1993 70: 121-5.
55. Jemt T and Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996. 11(5): p. 620-5.

- 56.Jemt T and Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements. Clin Implant Dent Relat Res; 2012. 14 Suppl 1: p. e175-82.
- 57.Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. J Oral Rehabil 1995; 22(8): p. 557-64.
- 58.Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:413–417.
- 59.Jemt T, Lekholm U. Single implants and buccal bone grafts in the anterior maxilla: measurements of buccal crestal contours in a 6-year prospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res 2005; 7:127–135.
- 60.Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. Clin Oral Implants Res 1995; 6:172–180.
- 61.Jemt T. Measurements of tooth movements in relation to single-implant restorations during 16 years: a case report. Clin Implant Dent Relat Res 2005; 7:200-208.
- 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), 270–6.
- 63.Johnson A, Van NR, Hatton PV, Walsh JM. The effect of investment material and ceramming regime on the surface roughness of two castable glass- ceramic materials. Dental Materials 2003;19:218-225.
- 64.Johnston JF, Philips RW, Dykema RW. Modern practise in crown and bridge prosthodontics. W. B. Saunders Company. 3 rd Edition.1971 Chapter 12. Sayfa 249-279.

- 65.Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
- 66.Kamemizu H, Wakamatsu N,Hata M, Goto T, Doi Y,Moriwaki Y,Haeuchi Y, Kubo E. New dental investments containing aluminum phosphates as a refractory material. *Shikai. Tenbo.* 1985;65: 1029-38, (Abstract).
- 67.Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre C, Lang B.. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81(1): p. 7-13.
- 68.Karl M, Holst S. Strain development of screw-retained implant-supported fixed restorations: procera implant bridge versus conventionally cast restorations. *Int J Prosthodont* 2012;25: 166–169.
- 69.Karl M, Taylor TD. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:739–745.
- 70.Katsoulis J, Muller P, Mericske-Stern R, Blatz M.B. CAD/CAM fabrication accuracy of long- vs. short-span implant supportedFPDs. *Clin. Oral Impl. Res.* 00, 2014; 1-5.
- 71.Katsoulis J, Mericske-Stern R, Enkling N, Katsoulis K, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. *Clin. Oral Implants Res.* 2015;26(1), 44–9.
- 72.Kim S, Nicholls J, Han C, Lee K. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006. 21(5): p. 747-55.
- 73.Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl* 1985; 28:63-69.
- 74.Kohavi D. Complications in the tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. *J Oral Rehabil* 1993; 20:413–422.
- 75.Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil* 2004; 31:477–482
- 76.Konstantoulakis E.,Nakajima H., Woody D. R., Miller A. W. Marginal fit and surface roughness of crown made with accelerated casting technique. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 337-45.

- 77.Lacy AM, Fukui H, Jendresen MD. Three factors affecting investment setting expansion and casting size. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 52-58.
- 78.Lakhani A, Ercoli C, Moss M.E, Graser G, and Tallents RH. Influence of cold working and thermal treatment on the fit of implantsupported metal-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002 ;Aug;88(2):159-69.
- 79.Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PFeng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2008; 99(2): p. 107-13.
- 80.Lee H, So J, Hochstedler JL, Ercol C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2008; 100(4): p. 285-91.
- 81.Lie A. and T. Jemt. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5(1): p. 30-6.
- 82.Loos LG. A fixed prosthodontic technique for mandibular osseointegrated titanium implants. *J Prosthet Dent* 1986; 55(2): p. 232-42.
- 83.Ma T, Nicholls JI and Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(3): p. 371-5.
- 84.McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989; Nov;62(5):586-93.
- 85.Mclean JW. The science and art of dental ceramics.vol 1: Quintessence Publishing Co Inc. 1979
- 86.Michalakakis KX, Hirayama H and Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(5): p. 719-28.
- 87.Mitha T, Owen CP, Howes DG. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont* 2009; May-Jun;22(3):248-50.
- 88.Mueller H. Tarnish and corrosion of dental alloys. In Davis J, eds. *Corrosion. Materials* Park OH. ASM International 1987;p. 1351-2.
- 89.Mulcahy C, Sherriff M,Walter JD, Fenlon MR.Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: an experimental method using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:111–118.

90. Nakai A. Study of resin-bonded calcia investment: part 2. effect of titanium content on the dimensional change of the investment. *Dent. Materials* 2002;21:191-9, (Abstract).
91. Naveen HC, Pillai NK, Porwal A, Nadiger RK, Guttal SS. Effect of Porcelain-Firing Cycles and Surface Finishing on the Marginal Discrepancy of Titanium Copings. *Journal of Prosthodontics* 2011;20: 101–105
92. Nayır E. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi (7. BasKa) i.UBas1mevi, İstanbul 1999; SS 35-39.
93. Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont* 1992;5:542-549.
94. Nshimura F, Watari F, Nakamura H, Fukumoto R, Morita N. Casting accuracy and shrinkage of titanium castings made with zirconia investments. *Shika Zairyo Kikai* 6, 1990; 857-7 (Abstract).
95. Ortorp A, Jemt T, Back T, Jalevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2003;16:194–200.
96. Ortorp A, Jemt T, Back T. Photogrammetry and conventional impressions for recording implant positions: a comparative laboratory study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7:43–50.
97. Ortorp A, Ascher A, Svanborg, P. A 5-year retrospective study of cobalt–chromium-based single crowns inserted in a private practice. *Int. J. Prosthodont* 2012; 25(5), 480–3.
98. Ortorp A, Jemt T. Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2009;11(4), 311–22.
99. Paiva J, Givan, DA, Broome JC, Lemons JE, McCracken M. Comparison of the Passivity between Cast Alloy and Laser-Welded Titanium Overdenture Bars. *Journal of Prosthodontics* 2009; 18:656–662.
100. Prakash PM, D’Souza CD, Kumar LCM, Viswambaran CM. Effect of firing cycle and surface finishing on the sag resistance of long-span metal ceramic framework using base metal alloys—an in vitro study. *MJAFI* 2012;68:145–150

- 101.Randi AP, Hsu A, Verga A, Kim J). Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16(4): p. 547-56.
- 102.Rashidan N, AlikhasiM, Samadizadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012. 14(2): p. 218-25.
- 103.Rubenstein J.E. and M.B. Lowry, A comparison of two solder registration materials: a three-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* 2006; 95(5): p. 379-91.
- 104.Sartori I, Ribeiro R, Francischone C, de Mattos M. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent* 2004;92:132–138.
- 105.Sen M. *Basic Mechanical Engineering* 2006; Page:69.
- 106.Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Alvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 600–605.
- 107.Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implantsupported fixed prosthesis. *Int. J. Prosthodont* 1997; 10(1), 19–27.
- 108.Shanmugam G. *Basic Mechanical Engineering Third Edition* 2000; Page:36.
- 109.Shillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacob R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd Edition. Quintessence Publishing Co. Inc. 1997 Chapter 21. Sayfa 365-383.
- 110.Sierraalta M, Vivas JL, Razzoog ME, Wang RF. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. *Int J Dent*. 2012;2012:374315.
- 111.Singh E, Srivastav AK. Evaluation of position, shape, size and incidence of mental foramen and accessory mental foramen in Indian adult human skulls. *Anatomy* 2011;5:23-29
- 112.Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:55–63.

- 113.Sorrentino R,Gherlone E, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12 Suppl 1: p. e63-76.
- 114.Sukumaran VG, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. *Trends Biomater Artif Organs* 2006; 20, 7-11
- 115.Svanborg P, Stenport V, Eliasson A. Fit of cobalt-chromium implant frameworks before and after ceramic veneering in comparison with CNC-milled titanium frameworks. *Clin Exp Dent Res* 2015;1:49–56.
- 116.Svanborg, P, Langstrom L, Lundh RM, Bjerkstig G. Ortorp A. A 5-year retrospective study of cobalt–chromium-based fixed dental prostheses. *Int. J. Prosthodont* 2013;26(4), 343–9.
- 117.Tahmaseb A, van de Weijden JJ, Mercelis P, De Clerck R,Wismeijer D. Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: an in vitro study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:247– 257
- 118.Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2003;89:256–260.
- 119.Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracu of one-piece osseointegrated implant retained prothesis. *Int J Prosthodont* 1993;6:346-363..
- 120.Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:66–75.
- 121.Teigen K, Jokstad A. Dental implant suprastructures using cobalt–chromium alloy compared with gold alloy framework veneered with ceramic or acrylic resin: a retrospective cohort study up to 18 years. *Clin. Oral Implants Res.* 2012;23(7), 853–60.
- 122.Tiossi R, Rodrigues RC, de Mattos MG, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt–chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int. J. Prosthodont.* 2008;21(2), 121–3.
- 123.Tsuruta S, Ban S, Hasegawa J,Hayashi S, Iiyama K, Yamamura Y. Application of gypsum-bonded investment containing niobium carbide on casting of alloy for metal-ceramic restoration. *Shika Zairyo Kikai* 1990;4: 617-22, (Abstract).

124. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosgeat B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur J Oral Sci* 2005;113:90-5.
125. Watari F, Nishimura F, Nakamura H, Fukumoto R, Morita N. Effect of addition of calcia on the properties of zirconia investments. *Shika Zairyo Kikai* 1990; 5:734-40, (Abstract).
126. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999; 12(2): p. 167-78.
127. Wenz HJ and Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(1): p. 39-47.
128. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2004; 91: 136-143.
129. Yan M, Takahashi H. Effects of magnesia and potassium sulfate on gypsum- bonded alumina dental investment for high fusing casting. *Dental Materials*, 1998;17: 301-13.
130. Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. Current issue form. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:471-4
131. Zhou Y, Li N, Yan J and Zeng Q. Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. *J Prosthet Dent* 2018;120(4): 617-623.

HAM VERİLER



FORMLAR

İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE FARKLI ÜRETİM TEKNİKLERİNİN İMLANT-PROTEZ ARASINDAKİ UYUMA ETKİSİ

ORIJİNALLIK RAPORU

%3	%2	%1	%1
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	%1
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<%1
3	Submitted to İzmir Katip Ėelebi Ėniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
4	angora.baskent.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
5	epdf.tips İnternet Kaynağı	<%1
6	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
7	Robert M. Pilliar. "Metallic Biomaterials", Biomedical Materials, 2009 Yayın	<%1
8	Submitted to TechKnowledge Turkey	

ETİK KURUL KARARI

PATENT HAKKI İZNİ

TELİF HAKKI İZİNİ

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Hüseyin	Soyadı	Sultan
Doğ.Yeri	Bursa	Doğ.Tar.	21.04.1984
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	70477169180
Email	hsultan@istanbul.edu.tr	Tel	05063847038

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2007
Lisans		
Lise	Yalova Ş.O.Altinkuyu Anadolu Lisesi	2002

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Diş Tabibi	İstanbul Üniversitesi	2010-
2.	Diş Tabibi	Uludağ Üniversitesi	2007-2010
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Orta	İyi	88.75	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	94.020	96.126	98.279
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):