

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İMLANT DESTEKLİ ZİRKONYUM, EMPRESS II, TİTANYUM
VE KROM-KOBALT İÇEREN SABİT PROTEZLERİN MARJİNAL
UYUMUNUN KARŞILAŞTIRILMASI

MASTER TEZİ

DİŞ HEKİMİ
KURTULUŞ ŞİMŞEK

DANIŞMAN
Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL 2007

Yüksek Lisans (Master) öğrencisi Dt. Kurtuluş Şimşek ' in çalışması jürimiz tarafından
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Master tezi olarak uygun görülmüştür.

İMZA

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ender Kazazoğlu
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Senih Çalikkocaoğlu
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Ahmet Ünal
Üniversite : Yıldız Teknik Üniversitesi

ONAY

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

Prof. Dr. Mübin SOYMAN
Müdür

ÖZET

Şimşek, K., İmplant Destekli Zirkonyum, Empress II, Titanyum ve Krom-kobalt İçeren Sabit Protezlerin Marjinal Uyumunun Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Master Tezi, İstanbul 2006. Diş hekimliğinin temel amacı; öncelikle dokuların devamlılığını korumak, fonksiyon ve estetiği sağlamaktır. Diş restorasyonlarında estetik amaçlı kullanılan materyaller arasında, en iyisi porselendir. Porselenin fiziksel özelliğini artırmak üzere geliştirilen metal alt yapı, estetik ve biyolojik uyumsuzluklar ortaya çıkarmaktadır. Metal destekli porselen sistemlerindeki bu sorunları gidermek üzere yeni porselen sistemleri araştırılmıştır. Bu çalışmanın amacı, sabit protezlerde kullanılan metal destekli (Krom-Kobalt ve Titanyum) ve metal desteksiz (IPS-Empress 2 ve Zirkonyum) protezlerin marjinal uyumlarının karşılaştırılmasıdır. Bu amaçla 10'ar tane Krom-Kobalt (Wiron NT, Bego, Germany) ve Titanyum (DCS Dental AG, CH-Allschwill, Germany) destekli alt yapı ve 10'ar tane IPS-Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ve Zirkonyum (DCS Dental AG, CH-Allschwill, Germany) destekli alt yapı hazırlanmıştır. Hazırlanan alt yapılar 8 (45° açı) sabit nokta işaretlendikten sonra; her noktada alt yapı ile basamak arasındaki aralık mikroskop altında ölçülmüştür. Bu ölçümlerde IPS-Empress 2'nin marjinal açıklığının (120±26 mikron); DC-Titan (121±38 mikron), DC-Zirkon (162±66 mikron) ve Krom-Kobalt (121±39 mikron) alt yapılarından daha düşük olduğu sonucu ortaya çıkmıştır. Ölçümlerden sonra porselen fırınlanma ısıları alt yapılara uygulanmıştır. Fırınlama ısıları uygulandıktan sonra, daha önce işaretlenen 8 noktadan tekrar ölçüm yapılmıştır. Porselen fırınlanma ısıları uygulandıktan sonraki ölçümlerde, IPS-Empress 2 (56±24 mikron) alt yapıların marjinal açıklığının; Krom-Kobalt (88±27 mikron), DC-Titan (121±38 mikron) ve DC-Zirkon (162±66 mikron) alt yapılarından daha az sonucu ortaya çıkmıştır.

Anahtar kelimeler: Marjinal uyum, ısı deformasyonu

ABSTRACT

Simsek, K., Comparison of the marginal fit of implant supported fixed prosthesis which contain Zirconium, Empress II, Titanium and Crom-Cobalt. Yeditepe University Health Sciences Institute MSc Thesis in Prostodonti, Istanbul, 2007. The main purpose of dentistry is firstly to protect continuity of tissue then maintain function and esthetic. In dental restorations, porcelain is the best material which is used for esthetics reasons. In case of esthetic success; porcelain's metal coping which is used for improve physical properties of porcelain, cause esthetic and biological problems. To over come this problem, new porcelain systems investigated. The aim of this study is to compare marginal fit of metal supported (Chrome-Cobalt and Titanium) and full porcelain (IPS-Empress 2 and Zirconium) prosthesis which are used for fixed dental restorations. For this reason, 10 copings for Chrome -Cobalt (Wiron NT, Bego, Germany), Titanium (DCS Dental AG, CH-Allschwill, Germany), IPS-Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) and Zirconium (DCS Dental AG, CH-Allschwill, Germany) were prepared. All copings marked 8 (45° angle) points after that marginal gap was measured at 8 different points on each coping. After measurement IPS-Empress 2 copings (120±26 micron) have the lowest marginal gap results than DC-Titan (121±38 micron), Chrome -Cobalt (121±39 micron) and DC-Zirkon (162±66 micron) copings. After porcelain firing application; 8 points which were marked before, measured again. After porcelain firing application, IPS-Empress 2 (56±24 micron) copings have the lowest marginal gap results than Chrome-Cobalt (88±27 micron), DC-Titan (121±38 micron) ve DC-Zirkon (162±66 micron) copings.

Key words: Marginal fit, thermal deformation

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bana her zaman yardımcı olan Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya-Metalurji Fakültesi Öğretim Üyesi **Sayın Prof. Dr. Ahmet ÜNAL**,

Gerek master eğitimim, gerekse diş hekimliği eğitimim aşamasında bana her zaman yol gösteren ve yardımcı olan Yeditepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Öğretim Üyesi **Sayın Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU**,

Diş hekimliği ve master eğitimim aşamasında kendisinden sayısız şey öğrendiğim ayrıca akademik ve akademik olmayan konularda bana her zaman yardımcı olan Yeditepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Başkanı **Sayın Prof. Dr. Senih ÇALIKKOCAOĞLU**,

Master eğitimimde bana birçok şey öğreten ve her zaman fikirlerini danıştığım Yeditepe Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Öğretim Üyesi **Sayın Prof. Dr. Koray ORAL**,

Protetik Diş Tedavisi eğitimimde olduğu kadar tez aşamamda da çok emeği bulunan, benden hiçbir zaman yardımını esirgemeyen **Yrd. Doç. Dr. Ceyhun CANPOLAT**,

Gerek tez çalışmam, gerekse diş hekimliği hayatımda bana her zaman destek veren **MSc. Dt. Fulya ÖZBEY** ' e

Sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	III
ÖZET	IV
ABSTRACT	V
TEŞEKKÜR	VI
İÇİNDEKİLER	VII
KISALTMALAR	IX
ŞEKİLLER	X
RESİMLER	XI
TABLolar	XIII
1.GİRİŞ ve AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1. Protetik tedavi	2
2.2. Dental implantlar	3
2.3. İmplant destekli protezler	5
2.4. Ölçü maddeleri	8
2.4.1. Hidrokolloid maddeler	8
2.4.2. Kauçuk ölçü maddeleri	9
2.4.2.1. Polisülfid kauçuk ölçü maddeleri	9
2.4.2.2. Silikon ölçü maddeleri	10
2.4.2.3. Polieter kauçuk ölçü maddeleri	10
2.5. Ölçü maddelerinde karşılan sorunlar	14
2.6. Sabit protezlerde kullanılan materyaller	17

	Sayfa
2.6.1. Metal desteksiz porselenler	17
2.6.1.1. Dökülebilir Porselen Sistemleri	18
2.6.1.1.1. Dökülebilir Cam Porselenler	18
2.6.1.1.2. Cera Pearl dökülebilir apatit porselenler	19
2.6.1.2. Refractor die'lar üzerinde fırınlanan porselenler	19
2.6.1.2.1. Folyo tekniği	19
2.6.1.2.2. Cerestore\Alceram	20
2.6.1.2.3. Mirage	20
2.6.1.2.4. Optec HSP	20
2.6.1.2.5. Hi-Ceram	21
2.6.1.2.6. In-Ceram	21
2.6.1.3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri	22
2.6.1.4. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği	24
2.6.2. Metal destekli protezler	27
2.6.2.1. Titanyum destekli sabit protezler	27
2.6.2.2. Krom – Kobalt alaşımlı sabit protezler	28
3.GEREÇ VE YÖNTEM	30
3.1. Örneklerin ölçümü	38
3.2. İstatiksel yöntem	43
4.BULGULAR	44
4.1. Numunelerin ısı öncesi ölçümleri	44
4.2. Numunelerin ısı sonrası ölçümleri	47
4.3. İstatistiksel değerlendirme	
5.TARTIŞMA	53
6.SONUÇ	60
7.KAYNAKLAR	62

KISALTMALAR ve SİMGELER

°C	Derece Celcius
cm³	Santimetre küp
Co-Cr	Kobalt-Krom
g	Gram
mm	Milimetre
Pa	Pascal
psi	Pound-force per square inch
µm	Mikron
min	dakika
MPa	Megapascal (N/mm²)

ŞEKİLLER

		Sayfa
Şekil 2.1.	İmplant üstü protez çeşitleri	5
Şekil 3.1.	Alt yapıların işaretlenme şablonu	38
Şekil 4.1.	Alt yapıların ısı öncesi ve ısı sonrasında ölçülen marjinal aralık	52
Şekil 4.2	Uygulanan ısıya bağlı ölçülen deformasyon miktarı	52

RESİMLER

	Sayfa
Resim 3. 1. Akrilik modelden açık ölçü tekniği ile alınan ölçü	30
Resim 3. 2. Ölçü üzerine implant analogunun yerleştirilmesi	31
Resim 3. 3. Ölçü içersine yerleştirilen implant analogu	31
Resim 3. 4. Çalışma modelimiz	32
Resim 3. 5. Hazırlanan modelin bilgisayarla 3 boyutlu analizini yapan makine	33
Resim 3.6. Modelin bilgisayarlı analizi	33
Resim 3.7. DC-Zircon blokların kesimini yapan DCS Precident makinesi	34
Resim 3.8. DC-Zircon bloğu	34
Resim 3.9. DC-Titan bloğu	35
Resim 3.10. 2-in-1 IPS-Empress Paper Ring	35
Resim 3.11. Modelin manşete alınması.	36
Resim 3.12. EP 600 IPS-Empress 2 basınç makinesi	36

	Sayfa
Resim 3.13. Manşetin kesilmesi	37
Resim 3.14. Mum modelaj	37
Resim 3.15. Ölçüm sırasında kullanılan mikroskop	39
Resim 3.16. Zirkonyum alt yapıların mikroskop altında ölçümü	40
Resim 3.17. Titanyum alt yapıların mikroskop altında ölçümü	40

TABLÖLAR

	Sayfa
Tablo 2. 1. Kauçuk ölçü maddelerinin sertleşme özellikleri	11
Tablo 2. 2. Kauçuk ölçü maddelerinin devamlı deformasyonu	12
Tablo 2. 3. Kauçuk ölçü maddelerinin genel özellikleri	13
Tablo 3. 1. IPS e.max – ivoclar ısı tablosu	41
Tablo 3. 2. Vita Titan Keramik ısı tablosu	41
Tablo 3. 3. IPS-Empress 2 ısı tablosu	42
Tablo 3. 4. Vita Vacumant 4000 Premium T ısı tablosu	42
Tablo 4.1. IPS-Empress 2 alt yapıların ısı öncesi ölçümleri	44
Tablo 4.2. Krom-Kobalt alt yapıların ısı öncesi ölçümleri	45
Tablo 4.3. DC-Zircon alt yapıların ısı öncesi ölçümleri	45
Tablo 4.4. DC-Titan alt yapıların ısı öncesi ölçümleri	46
Tablo 4.5. IPS-Empress 2 alt yapıların ısı sonrası ölçümleri	47
Tablo 4.6. Krom-Kobalt alt yapıların ısı sonrası ölçümleri	48
Tablo 4.7. DC-Zircon alt yapıların ısı sonrası ölçümleri	48

	Sayfa
Tablo 4.8. DC-Titan alt yapıların ısı sonrası ölçümleri	49
Tablo 4.9. Alt yapıların ısı öncesi ve ısı sonrası istatistiksel değerlendirilmesi	50
Tablo 4.10. Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	50
Tablo 4.11. Isı öncesi ve sonrasındaki aralık farkı ortalaması	51
Tablo 4.12. Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	51

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Sabit protetik restorasyonlarda çeşitli porselen sistemleri başarı ile kullanılabilir. Sabit protetik tedavinin uzun dönem başarısı için hazırlanan restorasyonun iyi bir marjinal uyuma sahip olması gerekmektedir.

Diş veya implant basamağı ile restorasyon arasındaki marjinal aralığın fazla olması sonucu; kullanılan simanda bozulma ve buna bağlı olarak plak oluşumunda artış olur. Böylece; çürük oluşumu, periodontal problemler ve kemik kaybı gibi sorunlar karşımıza çıkmaktadır.

Uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde klasik yöntemlerle dökülerek hazırlanan Krom-Kobalt (Co-Cr) alaşımlı sabit protezler tek alternatif oldu. Fakat karşılaşılan estetik ve sağlık sorunları, yeni sistemlerin diş hekimliğinde kullanılmasına neden oldu. Öncelikle Titanyum destekli protezler kullanılmaya başlandı fakat estetik olarak yeterince başarılı olmaması metal desteksiz porselen sistemlerinin geliştirilmesini sağladı. Metal desteksiz porselen sistemlerden olan Empress 2, her ne kadar estetik olarak başarılı ise de sertlik olarak posterior bölgelerde kullanılamıyordu. Bunun üzerine ortaya çıkan Zirkonyum destekli porselen sistemleri, Empress 2 kadar estetik açıdan başarılı olamasa da posterior bölgede kullanılabilecek sertliğe sahiptir. Günümüzde bilgisayar desteği ile hazırlanan Zirkonyum, IPS-Empress 2 ve Titanyum destekli sabit protezler hızla Krom-Kobalt destekli protezlerin yerini almaya başlamıştır. Özellikle IPS-Empress 2 ve Zirkonyum destekli protezlerin estetik başarısı ile hastaların birinci tercihi oldu. Bu çalışmanın amacı, sabit protezlerde kullanılan metal destekli (Krom-Kobalt ve Titanyum) ve metal desteksiz (IPS-Empress 2 ve Zirkonyum) protezlerin marjinal uyumlarının ve porselen uygulanması sırasında ki deformasyonların karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Protetik tedavi

Guichet (1970) “ Diş hekimliğinin amacı; stomatognatik sistemin korunması ve restorasyonu olan ve böylece hastanın estetik, fonetik ve fonksiyonel gereksinmelerini karşılayarak onun hastalıklara karşı bağışıklığını sağlayan bir ilim ve bir sanat ” olduğunu bildirmiştir. Modern diş hekimliğinin ideal amacı; hastanın normal kontur, fonksiyon, konfor, estetik, konuşma ve sağlığını kazandırmaktır.

Son yıllarda da gelişen diş hekimliği sayesinde; ağızda destek olarak alınabilecek hiçbir diş olmamasına rağmen implant denilen materyaller kullanıp, kemik desteği alınarak sabit ya da hareketli protezler yapılabilmektedir. Bu noktada dental implant; stomatognatik sisteme zarar vermeden, atrofiye uğratmadan ya da herhangi bir hastalığa neden olmadan tedaviye olanak sağlayan dental materyallerdir.

Hastaların gelişen yaşam koşullarına bağlı olarak artan estetik ve fonksiyon beklentilerini karşılamak amacı ile sabit protezlerde kullanılan materyallerde de gelişmeler olmaktadır. Uzun yıllar boyunca kullanılan metal destekli porselenler yerlerini metal desteksiz porselenlere bırakmaya başlamıştır.

Hastalara ne tür restorasyon yapılırsa yapılsın önemli olan hastaların; fonksiyon, estetik, fonetik, psikolojik ve biyolojik destek gibi temel ihtiyaçlarının karşılanmasıdır.

2.2. Dental implantlar

Dental endosteal implantlar; kaybedilen dişin yerini alan, sabit ya da hareketli protezlere destek sağlamak amacıyla kemik içine yerleştirilen biyouyumlu alloplastik materyallerdir. Endo ön eki 'içinde'; osteal ise 'kemik' anlamını verir. Literatürde aynı anlamı veren 'endosseöz' terimi de kullanılmaktadır (1, 2).

Endosteal implantların tarihçesine bakıldığında eski Mısır'da, yaklaşık 2000 yıl öncesine kadar uzandığı görülmektedir (3). Bobbio tarafından 1970 yılında yapılan radyografik incelemede kompakt kemik oluşumu gözlenmiştir. Bu bulgular, yaşayan bir şahsa uygulanan ilk başarılı bir kemik içi alloplastik diş implantı olarak diş hekimliği tarihine geçmiştir.

19. yüzyıl sonları ve 20. yüzyıl başlarında çeşitli materyaller implantasyon amacıyla kullanılmıştır. Modern implantolojinin 1940 yılında Formiggini'nin vida şeklinde implantı kullanması sonrası başladığı kabul edilir (4,5). 1970'li yılların başından itibaren saf titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılan vida şeklindeki endosteal implantların çeşitli firmalar tarafında üretilmesiyle, implantolojinin bugün ulaştığı noktanın ilk adımları atılmıştır.

Çeşitli nedenlerle kaybedilmiş dişlerin yerine klasik yöntemlerle yapılan protetik tedaviler, destek olarak faydalanılacak anatomik yapıların yetersizliği karşısında fonksiyonel ve estetik gereksinimi tam olarak karşılayamamaktadır. Diş kayıpları sonucunda karşılaşılan sorunlar:

1) Estetik sorunlar:

Diş eksikleri hastanın estetik ve fonksiyonel problemler yaşamasına neden olmaktadır. Diş eksiklikleri; yüz yüksekliğinin azalması, labiomentel açının azalması, çene ucunun rotasyona uğrayıp öne doğru hareketi, dudağın horizontal düzlemdeki açısındaki azalma hastanın mutsuz görünmesine neden olması, kas tonusundaki bozulma, yanak bölgesinde çukurluk oluşması, dudağın uzaması sonucu ön dişlerin az görünmesi sonucu gülümsemenin yaşlanması, mentalis ve buksinator kas ataçmanlarının aşağıya kayması sonucu yüz deformasyonu gibi olumsuzluklara neden olmaktadır (6).

2) Fonksiyon bozuklukları:

Diş eksikliklerinin hastalar açısından en büyük problemi, çiğneme fonksiyonundaki bozulmalardır. Isırma esnasında oluşan kuvvet, 200 psi'den (Pound-force per square inch) 50 psi'ye kadar düşmektedir. Yapılan araştırmalar sonucunda 15 yıl protez kullanan hastalarda bu kuvvetin 6 psi'ye kadar düşebildiği ortaya çıkmıştır (7). Çiğneme performansında bozulmalar oluşmaktadır. Buna bağlı olarak gastrointestinal sorunlar için ilaç kullanımı artmakta ve yaşam kalitesi bozulmaktadır.

3) Stabilite ve Retansiyon yetersizliği:

Stabilite; protezleri hareket ettirmeye ve onların yer değiştirmesine yönelik fonksiyonel kuvvetlere karşı ekilibriyumu bozmaksızın başarı ile mukavemet edebilmesidir. Retansiyon ise; proteze dikey yönde gelen kuvvetlere karşı mukavemet etmesidir. Hareketli bir protez kullanan bir hastada oluşan rezorpsiyon sonucu; protezlerin destek alacağı sert ve yumuşak dokular yetersiz kalmakta, hareketli protez retansiyonu ve stabilizesini kaybetmektedir (13).

4) Alveol kemiğindeki bozukluklar:

Alveol kemiği daimi ve süt dişleri eksikliklerinde formunu alamaz. Diş ile alveol kemiği arasındaki ilişki hayat boyunca devam eder. Wolff'a göre, kemik kuvvet uygulandıkça şekillenir. Her kemik fonksiyonu değiştiğinde, kemiğin iç ve dış yapısında değişimler olmaktadır. Kemik varlığını sürdürmek için stimülasyona gerek duyar. Robert ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 4 % oranında bir kuvvetin iskelet sisteminin denge kurmasına ve rezorpsiyonun önlemesine yardımcı olduğunu ortaya çıkarmışlardır (8). Dişler, gerilme ve baskı kuvvetlerini çevresindeki kemiğe iletir. Diş kaybına bağlı olarak stimülasyon eksikliği; kemikteki trabekül ve kemik yoğunluğunda azalmaya neden olmaktadır. Böylece kemiğin dış sınırında ve yüksekliğinde azalma oluşur. Diş kaybına takiben ilk sene içinde kemik genişliğinin 25 %'i, yüksekliğinin ise 4 milimetresi (mm) kaybolmaktadır. Kemik kaybının 25 yıl sonra bile devam ettiği, yapılan araştırmalar sonucu ortaya çıkmıştır. Alt çenede rezorpsiyon dikey yönde gerçekleşmektedir. Eğer hasta alt çenede hareketli protez kullanıyor ise dikey yöndeki rezorpsiyonun hızında artış oluşmaktadır. Yapılan araştırmalar implant uygulanan bir alt çenenin, sadece yumuşak doku desteği olan bir proteze sahip çeneden daha

az rezorbe olduğunu ortaya çıkarmıştır. Kısaca dişsiz bölgelerde meydana gelen rezopsiyonun, implant kullanılarak o bölgelere fonksiyon kazandırılarak bir miktar azaltıldığı ortaya çıkmıştır (9).

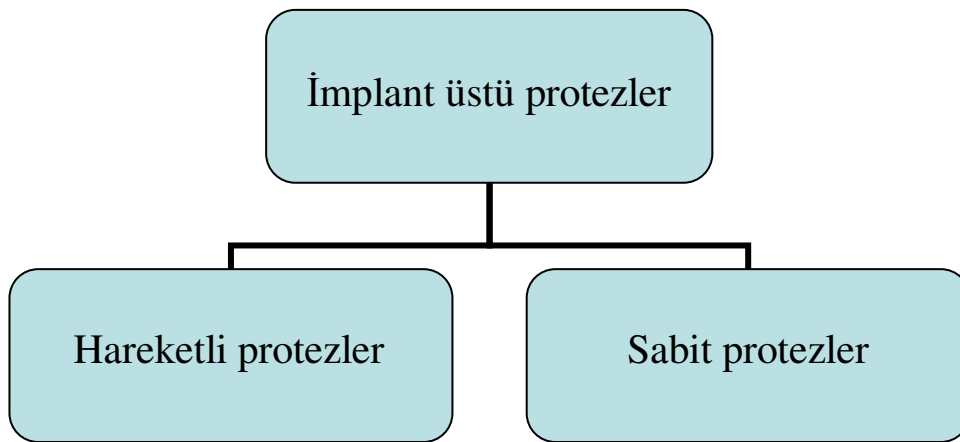
5) Hareketli protez kullanamayan hastalar:

Yumuşak doku destekli alt çeneye ait hareketli protezler, fonksiyon sırasında 10 mm kadar yükselip alçalabilir. Bu durumda hastalar, hareketli protez kullanımda zorluklar yaşamaktadır (10).

2.3. İmplant destekli protezler

Geleneksel protezler ile yapılan tedaviler dişsiz hastalara sınırlı seçenekler sunmaktadır. İmplantlar sayesinde hekim; çene üzerinde uygun yerlerle abutment ekleyebilmekte, ayrıca kemik agumantasyonları sayesinde kemik seviyesini geliştirmekte böylece protezin daha iyi desteklenmesini ve başarısını arttırabilmektedir. Bu sayede kısmi ya da tam dişsizlik sorunu olan bir hastaya, birçok tedavi seçeneği sunulabilmektedir.

İmplant üstü protezler, sabit protezler ve hareketli protezler olarak 2 ' ye ayrılır.



Şekil 2. 1. İmplant üstü protez çeşitleri

İmplant destekli protez hazırlarken hastaların; yaşı, ağız hijyeni, çene kemiğinin anatomisi, estetik ve psikolojik kaygıları endikasyon açısından önemlidir. İmplant destekli hareketli protezlerin yapımı ve hasta tarafından kullanımı, implant destekli sabit protezlere göre çok daha basit görünse de; protezin yapımı ve planlaması esnasında maksimum ilgi ve özen gösterilmelidir. Genel olarak bütün dişlerini kaybetmiş bir hastada; üst çeneye yumuşak destekli hareketli bir protez, alt çeneye ise ön bölgeye yerleştirilen 2 implanttan destek alınarak, hareketli bir protez hazırlanmaktadır. Fakat yapılan araştırmalar bu şekilde hazırlanan protezlerin uzun dönemde birçok problem çıkardığını ortaya koymuştur (11). Hastanın kemik boyutundaki azalma ile retansiyon ve stabilite problemleri artmaktadır. Ayrıca alt çenenin posterior bölgesinde implant desteği olmadığı için rezorbsiyon devam etmektedir (11). Uzun dönemde hastada parestezi, yüzde meydana gelen değişiklikler, azalan posterior okluzal uyum beklenebilmektedir. Yapılan araştırmalar hastanın kemik kalitesinin korunması için mümkün olduğu kadar çok implant ile desteklenmesi gerektiğini ortaya koymuştur.

Birçok diş hekimi, kısmi diş eksiklikleri olan vakalarda diş destekli sabit bir protez yapmaktadırlar. Bütün endikasyonlar içinde en iyisi, mevcut diş dokusunun en az kaybına neden olan protezlerdir. Bu nedenden dolayı dişsiz bölgelere eklenen implantlar; daha az pontik, restorasyonun daha fazla retantif üniteye sahip olmasına ve kemikte daha az stres oluşmasına neden olmaktadır. Böylece komplikasyonlar azalmakta ve protezin uzun dönem başarısı artmaktadır. İmplant destekli sabit protezler; hastanın estetik, psikolojik ve fonksiyon açısından çok daha başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlar. Fakat implant destekli protezler hazırlanırken çok daha fazla dikkat ve özen göstermek gerekmektedir. Komplikasyonların tedavi edilmesi daha zordur, gece protez çıkarılmadığı için parafonksiyonlar önlenemez, bir diş gibi stres kırıcı özellikleri olmadığı için protez dizaynı yapılırken dikkatli olunmalıdır (12).

İyi bir implant operasyonu sonrası, protetik açıdan başarı pasif fit yani uyum konusunu ortaya çıkarmaktadır. İmplant destekli bir protez yaparken en önemli amaç, implant ile iyi uyum sağlayan bir üst yapı elde etmektir (14,15,16,17,18,19,20,21,22,23, 24,25,26,27,28,29). Hazırlanan implant üstü protezin en az strese maruz kalarak ağız içinde yer alması, uzun dönem implant başarısında çok önemlidir (30,31).

Başarılı bir marjinal uyum, restorasyonun başarısı için zorunludur (32,33,34,35,36). Çünkü; ağız içindeki simanın bozulması ile marjinal seal bozulur ve plak oluşumunda artış olur. İmplant üstü protezlerde oluşan olumsuzluklar; implant uygulanan bölgelerde periodontal problemler ve kemik kaybı olarak gözlenirken, implant uygulanan bölgeye komşu dişlerde ise çürük oluşumunda artış olarak karşımıza çıkmaktadır (37,38,39,40,41,42,43,44).

Hazırlanan restorasyon ile abutmentin basamağı arasında mikron (μm) düzeyinde bir marjinal aralık mevcuttur. Christensen yaptığı araştırmada restorasyonlardaki marjinal uyumu 2 kategoriye ayırmış; supragingival finish line 2 – 50 μm , subgingival finish line 34 – 119 μm 'luk aralığın kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir (33). Daha sonra McLean ve Von Fraunhofer aynı konuda yaptıkları araştırmada kabul edilebilir açıklığın 120 μm olduğunu rapor etmiştir (45). Bu iki araştırmadan yaklaşık 18 yıl sonra Matty ve arkadaşları yaptıkları araştırma sonucunda marjinal açıklığın 56 – 81 μm olarak bildirmiştir. Kashani ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma sonucunda, 100 μm 'dan fazla olan açıklıkların klinik olarak yetersiz olduğunu rapor etmiştir (41).

Bjorn ve arkadaşları, zayıf marjinal uyumu olan bir restorasyonun alveolar kemiğe zarar verdiğini bildirmiştir (41). Uyumsuzluk ve marjinal kemik kaybı arasındaki istatistiksel ilişki araştırılmış; fakat bu araştırmasında kullandığı protezde pasif fit olmamasına karşın, 5 yıl sonra bile kemik kaybı gözlenmemiştir. Bu sonuç minimal uyumsuzlukların; implant ve kemik tarafından belli bir dereceye kadar tolere edilebildiği düşüncesini doğurmuştur (47).

Uyumsuz protezlerin kesin bir problem çıkaracağına dair bir kanıt bulunmamasına rağmen, uyumsuz protezlerin implantların mekanik parçalarında gevşeme ve kırılmalara neden olduğunu gösteren çalışmalar mevcut (48). Başarısızlık ve implant kaybı birçok nedenden kaynaklanabilir fakat uyum bozukluğu önemli bir rol oynar (49). Uyumun elde edilememesi sonucu stres dağılımı bozulmakta implantlara üst yapılar bağlanınca komplikasyonlara ve mekanik bozukluklara neden olmaktadır (14,19,50,51,52,53).

İmplant üstü protez hazırlarken uyum kaybına neden olarak komplikasyonlara neden olabilecek noktalar şöyle sıralanabilir:

- 1) Kullanılan ölçü maddesine bağlı ortaya çıkan sorunlar
- 2) Uygulanan ölçü tekniğine bağlı ortaya çıkan sorunlar
- 3) Sabit restorasyonlarda kullanılan materyale bağlı ortaya çıkan sorunlar

2.4. Ölçü maddeleri

Diş hekimliğinde rijit ve elastik materyaller kullanılarak yumuşak ve sert doku boyutları ve ilişkileri dublike edilir. Ancak bu işlemde sonra ölçülere dökülecek modeller üzerinde restoratif işlemler yapılabilir (54).

2.4.1. Hidrokolloid maddeler:

Kolloidler ilk defa 1861 yılında, Thomas Graham tarafından tanımlandı. Etimolojik olarak kolloid kelimesi Yunancadan gelir. Kolla, “ zank ” anlamındadır. Oid kelimesi de “gibi” demektir. Hidrokolloid maddeler reversible (agar) ve irreversible (aljinat) olarak ikiye ayrılır.

Protetik diş hekimliğinde bu tür jel yapısı gösteren maddeler, hidrofililik karakterde jellerdir. Şayet suya batırılırlarsa büyük miktarda su emer ve şişerler. Bu durumda jelin fiziksel boyutları değişir Bu olaya imbibisyon denir.

Bunun aksine jel açık havada bırakılırsa, bu defa içindeki suyu kaybeder ve kitle büzülür. Bu da bir kontraksiyon olayıdır. Şayet kontraksiyon ve imbibisyon olayları dikkate alınmayacak olursa, elde edilen modelde boyutsal değişiklikler meydana gelir. Böyle bir model üzerine yapılan protezler de sorun çıkarır.

Hidrokolloid ölçü maddelerinin bir başka özelliği de, zamanla jelin yüzeyinde bir eksudanın birikmesidir. Bu olaya sineresis adı verilir. Bu durum model alçısını olumsuz yönde etkiler.

2.4.2. Kauçuk ölçü maddeleri:

Kauçuk ölçü maddeleri sabit protez işlemlerinde daha çok kullanılır. Bu maddelerle çok daha net ölçüler alınır. Ölçünün bu şekilde net ve doğru alınabilmesi implant üstü protezler içinde büyük önem taşır. Kauçuk ölçü maddeleri “ sentetik elastomerler ” diye de adlandırılır. Bu maddelerin 3 önemli özelliği vardır;

1. Yırtılmaya karşı dayanıklıdır
2. Boyutsal stabiliteleri çok üstündür
3. Çok net ve doğru ölçüler verir

Kauçuk esaslı ölçü maddeleri 3 türdür.

1. Polisülfid kauçuk (Merkaptan)
2. Silikon kauçuk (Polisiloksan)
 - A. Kondansasyon
 - B. Additional
3. Polieter kauçuk

2.4.2.1. Polisülfid kauçuk ölçü maddeleri:

Polisülfid ölçü maddeleri karıştırıldıktan sonra kauçuklaşması biraz daha uzun sürer. Esasen materyal kauçuk kıvamını aldıktan sonra da polimerizasyon olayı saatlerce devam eder. Bu tür ölçü maddelerinde çapraz bağlantı ajanları kullanılır. Bu suretle materyalin ağızdan çıkartılırken maruz kalabileceği kompresyonlar karşısında devamlı deformasyona uğrama ihtimali azaltılmış olur.

Polisülfid ölçü maddelerinin yırtılmalarına karşı dayanıklılığı çoktur. Fleksibilitesi ve kıvamı akıcı olanlara nazaran çok daha fazladır. Bu durum andırkatlardan kolayca çıkabilmesini sağlar.

Polisülfid kauçuk maddeleri viskozitelerine göre 3 türdür.

- Hafif bünyeli olanlar (light bodied). Bunlar daha akışkandır. Şırınga içinde veya total protezlerde ikinci ölçü (wash) için kullanılır.
- Orta derecede akıcı olanlar (regular bodied).
- Ağır bünyeli onlalar (heavy bodied). Bunlar daha az akışkan maddelerdir ve kaşık materyeli olarak kullanılır.

2.4.2.2. Silikon ölçü maddeleri:

Kauçuk ölçü maddelerinden ikincisi olan silikonlar, karıştırıldıkları zaman gösterdikleri kimyasal reaksiyona göre 2 sınıfa ayrılırlar.

Kondasyasyon silikonları esas olarak kuron – köprü sistemi protezlerde kullanılır ve özellikle tek ünite inlay ölçülerinde endikedir. Ancak maddenin polimerizasyon büzülmesi polisülfitlerden daha çoktur. Büzülme hafif bünyeli olanlarda daha da çoktur. Kitlenin büzülmesinin sebebi, polimerizasyon sonucu oluşan ve yan ürün olan etil alkoldür. Bunun için modelin biran önce dökülmesinde yarar vardır. Ortamın yüksek ısı ve rutubeti maddenin sertleşmesini hızlandırır. Madde sertleşirken 1 derece (°C) yükselir. Çok hidrofobiktir.

2.4.2.3. Polieter kauçuk ölçü maddeleri :

Katalizör ve aktivatörden başka ayrı bir tüpün içinde de inceltici bulunur. İnceltici, oktil fitalat ve % 5 metil sellülozdan ibarettir. Ana madde ve katalizör karıştırılınca halka açılması (ring opening) şeklinde iyonik polimerizasyon vuku bulur ve madde kauçuklaşır.

Bu ölçü maddelerinin de hafif ve ağır bünyeli olan cinsleri vardır. Kauçuk ölçü maddelerinin polimerizasyon reaksiyonları biraz ekzotermiktir (1°C kadar). Polieter ölçü maddelerinde ekzotermik ısı daha yüksektir (4°C).

Kauçuk ölçü maddelerinin sertleşme özellikleri:

Madde	Kıvam	Sıcaklık yükselmesi (C)	Karıştırılmadan 45 sn sonra viskozitesi (cp)	Çalışma süresi (dak)	Donma süresi (dak)	24 saatteki değişim (%)
Polisülfidler	Az	3.4	60.000	4-7	7-10	-0.40
	Orta		110.000	3-6	6-8	-0.45
	Çok		450.000	3-6	6-8	-0.44
Silikonlar Kondansasyon Additional	Az	1.1	70.000	2.5-4	6-8	-0.60
	Çokfazla			2-2,5	3-6	-0.38
	Az		150.000	2-4	4-6,5	-0.15
	Orta			2-4	4-6,5	-0.17
	Çok			2.5-4	4-6,5	-0.15
Çok fazla		1-4	3-5	-0.14		
Polieter	Az	4.2	130.000	2.5	4.5	-0.23
	Orta			2-3	3-4,5	-0.24
	Ortadan daha ince			3-7	4.5-5	-0.23
	Çok			2.5	4-5	-0.19

Tablo 2.1. Kauçuk ölçü maddelerinin sertleşme özellikleri (Craig RG, Ward ML: Restorative Dental Materials, 10. ed. Mosby – Year Book Inc. 1997).

Kauçuk ölçü maddelerinin devamlı deformasyonu:

Madde	Kıvamı	Devamlı deformasyon (%)
Polisülfidler	Az	3-4
	Orta	3-5
	Çok	3-6
Silikonlar		
Kondansasyon	Az	1-2
	Çok fazla	2-3
Additional	Az	0.05-0.4
	Orta	0.05-0.3
	Çok	0.1-0.3
	Çok fazla	0.2-0.5
Polieterler	Az	1.5
	Orta	1-2
	Ortadan daha ince	2
	Çok	2

Tablo 2.2. Kauçuk ölçü maddelerinin devamlı deformasyonu. (Craig RG, Ward ML: Restorative Dental Materials, 10. ed. Mosby – Year Book Inc. 1997).

Vizkoziteleri farklı olan kauçuk ölçü maddelerinin 19 no'lu ANSİ/ADA spesifikasyonuna göre istenen bazı şartlar:

Kıvam	Maksimum karıştırma süresi (dak.)	Maksimum Çalışma süresi (dak.)	Ayrıntıları kaydetmesi (mm)	
			Ölçüde	Alçıda
AZ	1	2	0.020	0.020
Orta	1	2	0.020	0.020
Çok	1	2	0.020	0.020
Çok fazla	1	2	0.075	0.075

Tablo 2.3. Kauçuk ölçü maddelerinin genel özellikler (Craig RG, Ward ML: Restorative Dental Materials, 10. ed. Mosby – Year Book Inc. 1997).

2.5. Ölçü maddelerinde karşılaşılan sorunlar:

İmplant üstü bir protez hazırlarken dikkat edilmesi gereken ilk nokta; implant abutmentleri ya da diş arasındaki ilişkiyi mümkün olduğu kadar iyi şekilde nakletmektir. İyi uyumlu bir protez için ilk basamak ölçü işlemidir (55,56,57). İmplant üstü protezde ölçü işleminin birinci amacı implantlar arası ilişkiyi elde etmek, ikinci amaç ise yumuşak dokuların kayıt edilmesidir. İyi bir ölçü ve sonrasında iyi bir model elde etmek için birçok ölçü materyali ve ölçü tekniği üzerinde araştırma yapılmıştır.

Ölçü alınması sırasında karşılaşılan çıkan en önemli problem distorsiyondur. Özellikle birden fazla implantın kullanıldığı vakalarda implantlarının yerinin model üzerine tam olarak nakledilmesi gerekmektedir. Distorsiyon nedeniyle implantın rotasyonuna, 3 boyutlu düşünüldüğünde her yöne doğru hareket etmesine ya da eğimlenmesine neden olmaktadır. Bu durumda protez ile implantlar arasında uyum problemleri oluşmaktadır.

Ölçüyü tam olarak destekleyen kaşık, ölçüde oluşan distorsiyonu oldukça azaltmaktadır. Hazırlanmış çalışma modeli ile yapılan bir araştırmada, hazır kaşıklar ile özel kaşıklar karşılaştırılmış; özel kaşıklar ile daha başarılı ölçüler alındığı bildirilmiştir. Ölçü maddesinin farklı kalınlıkta olması, ölçünün başarısını azaltmaktadır. Bu yüzden bazı araştırmacılar 3 parça mum ile implant çevresine block-out yaparak eşit kalınlıkta ölçü elde ederek, distorsiyonu azaltmaya çalışmışlardır (58). Pasif fit'i elde etmek için distorsiyonun minimize edilmesi gerekmektedir. Bu problemi azaltmak için Kohavi, alçı ve ölçü maddesi kullanarak implant bölgesinde distorsiyon oluşumunu engellemeye çalışmıştır (58). Henry ve Rasmussen'de aynı ölçü tekniği ile distorsiyonu azaltmaya çalışmıştır (23,59).

Ölçü maddesini model dökülmeden, ölçüyü iyi bir şekilde muhafaza etmek için autopolymerizing acrylic resin (Formatray, Kerr, Mfg Co; Romulus, Mich) kullanılır. Akrilik kaşığın boyutsal stabilitesini tam olarak sağlaması için ölçü işleminden bir gün önce kaşığın hazırlanıp bekletilmesi önerilir.

Açık ve kapalı olmak üzere 2 farklı özel ölçü kaşığı hazırlanabilir. Yapılan araştırmalar açık ölçü kaşığı ile alınan ölçülerde; ölçünün yeterince desteklenmediği için çok daha fazla distorsiyona uğradığını ortaya koymuştur. 2003 yılında yapılan bir araştırmada implantlarda oluşan rotasyonun miktarı ölçülmüş, polieter (medium) ve additional silikon ölçü

maddelerinin direk implant ölçüsünde diğer ölçü maddelerine göre daha başarılı olduğunu bildirmiştir (47).

İmplant üstü restorasyonların yapım aşamasında pek çok ölçü tekniği kullanılmakla birlikte en çok direkt, indirekt ve direkt-splintlenmiş teknikler kullanılır (23,68). Birçok araştırmacı indirekt tekniğin, direkt teknik ve direkt – splintlenmiş teknikten daha çok ölçü distorsiyonuna neden olduğunu bildirmiştir (60,61,63,69,70,71). Ölçü işlemi, abutment safhasında ya da implant safhasında yapılabilir. Abutment safhasında ölçü alınırken; transfer coping kullanılarak ölçü alınır. Transfer coping ölçüye bağlı olarak ağızdan çıkarılır. İmplant safhasında ölçü alınırken; pick – up metodu ya da reposition metodu kullanılır. Ölçü coping implanta bağlıyken ölçü alınır. Sonra ağızdan çıkarılır ve ölçüye coping ve analog birlikte bağlanıp, ölçüye yerleştirilir. İmplant safhasında ölçü alma; uygun abutment'in laboratuarda seçimine olanak sağlar. Böylece daimi restorasyonun yapımını kolaylaştırmaktadır. Fakat ölçü işlemi sırasında özellikle implant level reposition tekniğinde, bir takım yetersizlikler oluşmaktadır. Elastik materyal içine ölçü copinglerini yerleştirmek zor olmaktadır. Ölçü coping; polyeter ve polyvinyl silikon ölçü materyali içine başarılı bir şekilde yerleştirilemediği bir araştırmada ortaya çıktı. Aynı sonuçlar pick up tekniğiyle ölçü alınırken transfer coping kazayla rotasyon yaparsa yaşanabilir. Bu yüzden rijit ölçü materyalleri tavsiye edilir.

Ölçü teknikleri ve ölçü materyallerinden sonra farklı copingsler kullanılarak daha başarılı modeller elde edilmeye çalışılmıştır. Philips ve arkadaşları ölçü copingslerinin 3 boyutlu analizi ile yeterliliğini araştırmıştır. Bu araştırmada tapered copings (unsplinted), square copings (splinted ve unsplinted) kullanılmıştır. Splintlenmemiş copingler arasında square copings, tapered copingste distorsiyondan daha az etkilendiği bildirilmiştir. Splintlenmiş square copingler ile splintlenmemiş copingler arasında belirgin bir fark olmadığından akrilik splintin gereksiz olduğu bildirilmiştir. Burawi copingleri splintlemenin ne kadar etkili olduğunu araştırmış ve sonuçta splintlenmenin daha fazla varyasyona neden olduğunu ortaya belirtmiştir. Bu splintleme işlemi sırasında kullanılan akrilik yapıda meydana gelen shrinkage'in ölçüyü bozabileceği düşünülmüş. Çünkü akrilik yapı Mojon'un yaptığı araştırmaya göre shrinkage in 24 saat içinde 7,9 % olurken oda sıcaklığında ilk 17 dakikada 80 % olduğunu ortaya koydu (72).

Spector ve Moon' un aynı amaçla yaptıkları farklı araştırmalarda da akrilik yapının shrinkage'e uğradığı ve ölçü açısından yetersiz olduğunu ortaya çıkardılar (69,70,73). Direkt teknik ile direkt splintlenmiş teknik karşılaştırıldığında, direkt tekniğin daha başarılı olduğu birçok araştırmada ortaya çıktı (69,73,63).

Birçok ölçü maddesi üretilmesine karşın, yapılan araştırmalar sonuç olarak; implantlardan direkt yöntemle ölçü alırken poliyeter ölçü maddesinin en uygun olduğu bildirilmiştir (60,61,62,63,64,65). Ayrıca yapılan araştırmalar, additional silikonun direkt yöntemde kullanılması tavsiye etmektedir (56,66,67).

Humphries ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, polyvinyl siloxane ölçü maddesi kullanarak bu ölçü tekniklerini karşılaştırmış; 3 tekniklede başarılı bir model elde edilmesine karşın tapered copings kullanıldığında çok daha başarılı modeller elde edilmiştir (66). Liou ve arkadaşları ise indirekt ölçü copings'in, polyeter ya da addition silikona yerleştirildiğinde tam olarak orijinal yerine gelmediğini bildirilmiştir (74). Aynı problem; direkt ölçü copings'in kaza ile rotasyona uğradığında gerçekleştiğinden, klinisyenler bu yer değişimini azaltmak için daha rijit ölçü materyali kullanmalıdır.

Alvin ve arkadaşları, direkt ölçü tekniğini kullanarak 8 farklı ölçü materyalini karşılaştırmış. Poliyeter (medium) ve additional silikonun direk implant ölçü maddesi için çok daha uygun olduğunu bildirmiştir (31).

Sonuç olarak yapılan bütün çalışmalar sonucu; implant ölçü teknikleri (direkt, indirekt ve direkt-splintlenmiş teknik) arasında yeterlilik açısından belirgin bir fark olmadığı bildirilmiştir (60,61,62,63,64,65,70).

2.6. Sabit protezlerde kullanılan materyaller:

Sabit protetik tedavide kullanılan materyaller kısaca metal destekli ve metal desteksiz olarak 2 sınıfa ayrılırlar.

1. Metal desteksiz porselenler
2. Metal destekli porselenler

2.6.1. Metal desteksiz porselenler:

Estetik üstünlükleri nedeniyle tam porselen restorasyonlar aşağıda sıralanan özelliklerinden dolayı kullanım endikasyonları varsa metal destekli porselen restorasyonların yerine yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (75,76,77,78,142). Genel özellikleri:

- 1- Biyolojik uyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyeli yüksek olan metallere oranla daha üstündür.
- 2-Homojen yapıdadırlar.
- 3- Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümde dirler.
- 4-Doğal diş dokusuna yakın ısıl genişleme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler.
- 5-Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdırlar.

Hastaların estetik beklentilerine daha uygun olan tam porselen restorasyon sistemleri yapım tekniği yönünden 4 gruba ayrılabilirler.

1- Dökülebilir (cam) porselen sistemleri:

Dicor (Dentsply, A.B.D), Cerapearl (Kyocera, A.B.D)

2- Refractor die'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri:

Vitadur (Vita-Zahnfabrik, Almanya), Cerestore\Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D), Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D), Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Almanya), In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

3- Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (Isı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri):

IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) , Finesse (Ceramco, Almanya)

4- CAD-CAM sistemi (Computer Aided Design - Computer Aided Manufacture System):

Cerec (Siemens, Almanya), Duret (Sopha, Fransa), Celay (Mikrona, Almanya), Denti-Cad (Bego, Almanya), Procera Al-Ceram (Procera Sanvik, İsveç)

2.6.1.1. Dökülebilir Porselen Sistemleri

Dökülebilir Cam Porselenler:

Metal porselen kronların diğer bir estetik alternatifi olarak dökülebilir cam porselenler bildirilmiştir. Jones'a göre ilk defa 1923 yılında Wain tarafından ortaya atılan porselenin döküm tekniği, Mac Culloch tarafından 1968'de geliştirilerek dökülebilir cam porselenden fabrikasyon hareketli protez dişleri ve ilk döküm cam porselen kronu yapılmıştır.

Ardından Mc Lean'e göre 1983'te Gross-man, tetrasilicicfluormica kristalleri içeren döküm cam kronları geliştirmiştir. Dicor kron denilen bu cam porselen, 1370 °C'de refraktör die içerisinde santrifüj tekniği ile dökülür. Daha sonra kristalizasyon işlemi için ısı uygulanır. Porselenin renklendirilmesi yüzey cilası veya ince tabaka porseleni uygulaması ile yapılır (79,80,81,82).

Son yıllarda, Dicor kronların dış boyama ve translüsent yapısından kaynaklanan estetik sınırlamaların üstesinden gelmek amacıyla, döküm porselen core üzerine feldspatik porselen pişirilmektedir (83).

Dökülebilir cam porselenin kullanım alanlarının tek üyeli restorasyonlarla sınırlı olması nedeniyle, porselenin yapısını güçlendirmek amacıyla içine zirkonyum oksit ve alüminyum oksit ilave edilmiş ve elde edilen porselenin esneme ve kırılma direncinde artış olduğu kaydedilmiştir (84).

Cera Pearl dökülebilir apatit porselenler:

Hobo ve Iwata doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksilapatitin en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle 1985 yılında indirek bir teknik geliştirmişlerdir (85). Cera-Pearl adı verilen bu sistemin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir. Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatit yapısındadır. Suyun varlığında hemen hidroksilapatite çevrilir. Işığı kırma özelliği, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (86).

2.6.1.2.Refractor die'lar üzerinde fırınlanan porselenler:

Ortak özellikleri tabakalama tekniğidir.

Folyo tekniği:

%50 Al₂O₃ içeren Vitadur, MgO içeren Magnezyum Core bu gruba dahildir. Refractor die üzerine platin folyo uyumlanır. Bunun üzerine Al₂O₃ veya MgO ile güçlendirilmiş porselen fırınlanır (87,88). Yeni folyo sistemleri: Renaissance (Williams Gold Refining Co. A.B.D), Flexobond (Elephant Edel-metaal, Hollanda), Platideck (Schone Edel-metaal, Degussa, Hollanda). Porselenin kırılma direncini arttırmak için geleneksel jaket kronların içinde bulunan platin folyo grimsi bir renk oluşturması nedeniyle altın folyo kullanılmıştır. Renaissance ve Sunrise denilen bu tip porselenlerin kırılma direncinin metal destekli kronlardan daha düşük olması ve çok üyeli restorasyonlarda başarısız olması kullanım alanlarını sınırlamıştır (86,87).

Cerestore\Alceram:

% 65–70 Al₂O₃, % 8–10 MgO (MgAl₂O₃) içerir. Core materyali olarak kullanılır. Üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak restorasyon son haline getirilir (71,72,81,82). Geleneksel porselen jaket kronlarda platin yapı kullanılması ve porselenin fırınlama büzülmesine ait sorunların ortadan kaldırılması amacıyla Wall ve Cipra'ya göre Sozia ve Riley tarafından 1983 yılında büzülmesiz tam porselenler (Cerestore) geliştirilmiştir. Epoksi die üzerinde yapılan büzülmesiz porselen core, uzun bir ısı uygulamasına tabi tutulur (82). Alumina ve magnezyum oksidin reaksiyonuyla Magnezyumaluminat spinel kristalleri oluşur. Bu reaksiyonda, pişirme sırasında oluşan fırınlama büzülmesini önleyen hacim artışı meydana gelir. Bu core üzerine geleneksel porselenler pişirilir (86,89,90).

Mirage:

Zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirilmiş core porselenidir (91). (Chameleon Dental, A.B.D)

Optec HSP:

Kristalin lösit içeren ve core kullanılmaksızın tam porselen kron yapımında kullanılan bir başka sistem de Optec HSP'dir. Optec lösit kristallerinden oluşur (87,88,100). Sulu kıvamda hazırlanarak ısıya dayanıklı die üzerinde şekillendirilir. Daha sonra fırınlanarak (1035°C) son haline getirilir. Core materyali değildir (87,100,103). Folyo veya refraktör die model üzerinde yapılabilen bu sistem, feldspatik porselenden daha dirençli olmakla birlikte core içeren porselenlere göre beklentileri yerine getirememiştir (93).

En önemli avantajı üç üyeli köprü de yapılabilmesidir. Dezavantajı yarı şeffaf bir yapı sergilemesi nedeni ile estetik sağlamak güçtür (93,94).

Hi-Ceram:

Alkumru ve Kedicinin (95) belirttiğine göre ilk kez 1972'de Southan ve Jorgensen tarafından, refraktör die üzerinde Pt yaprak kullanmaksızın, Alumina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir. Kimyasal yapısı, geleneksel Alumina core yapısına benzer, ancak daha fazla Alumina içerir. Teknikte core porseleni doğrudan erimez bir die materyali üzerinde pişirilmekte, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle core üzerinde fırınlanmaktadır (95). Hi-Ceram core materyali, geleneksel porselenden %25 daha serttir (95). Teknikte kullanılan die materyali, core porseleni ve bunun üzerinde pişirilen porselen ile eşit ısıl genişleme katsayısına sahip olduğundan, Hi-Ceram core porseleninin fırınlanmasına olanak verir. Böylece porselenin, direk olarak die üzerinde oluşturulması sağlanır (94). Hi-Ceram'ın bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 155 MPa (mega pascal) olarak belirlenmiştir (89). %70 Al₂O₃ içeren bir core materyalidir. Fırınlama sonrası die materyali kuşlama ile uzaklaştırılır ve core üzerine yüzey porseleni uygulanır (89).

In-Ceram:

Bir porselen core materyali olan In-Ceram, metal destekli porselen restorasyonlardaki metal yerine geçmektedir (78,79,97). In-Ceram ince grenli Al₂O₃'in ince cam tabakasıyla birbirine kaynaşmış, homojen ve pörözsüz yapısı nedeniyle, bu güne kadar kullanılan dental porselen materyallerinin hepsinden daha yüksek eğilme dayanıklılığına sahiptir. %90 Al₂O₃ içeren bir core materyalidir (75,76). Çok ince granüllü Al₂O₃ parçacıkları içeren toz özel bir sıvı ile karıştırılır ve oluşturulan süspansiyon die üzerine sürülür. Hızla sıvı kaybına uğrayan yapı iyice yoğunlaşır ve özel fırında 1120°C'de 10 saat fırınlanır. Daha sonra ortaya çıkan bu pöröz yapıya yine çok ince cam (lanthanum silikat) taneciklerinden oluşan yapı sürülür. İkinci fırınlamada camın tüm pöröz boşluklara kılcal hareketle akması sağlanır. Ortaya çıkan core materyalinin üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak restorasyon son haline getirilir.

Ağız içinde yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan dental porselenin direncini arttırmak için kullanılan en yaygın metot, cam yapı içindeki kristallerin yükü karşılama kapasitesini arttırmaktır. Yüksek dirence ve elastisiteye sahip porselen kristalleri dental porselenin cam fazı içine ilave edildiğinde oluşan porselenin direnç ve elastisitesi de artacaktır. Böylece kuvvet karşısında porselenin iç yapısında oluşan çatlakların ilerlemesi durdurulacaktır. Crispin'in belirttiğine göre 1989 yılında Dr. Sadoun tarafından geliştirilen In-

Ceram tam porselen sistemi, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki köprü protezlerinin yapımında kullanılabilir (99). In-Ceram porselen sistemi alumina ve cam denilen ve üç boyutlu olarak birbirleriyle iç içe geçme gösteren iki devre içermektedir. Bu sistemde core materyaline yüksek direnç sağlayan 1–5, mikron gren boyuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır. Bu sistemde alumina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna "slip" adı verilir ve bu slip özel refraktör die alçısı üzerine sürülerek fırınlanır (slip casting). Diş kesiminde dikkat edilmesi gereken noktalar diğer tam porselen sistemlerinde olduğu gibi 1–1,5 mm.lik aşındırmanın yapılması ve 90°'lik veya 120°'lik Shoulder tipi basamak kesimine gerek duyulmasıdır. Diş kesiminde undercut olmamalı, tüm keskin kenarlar ve köşeler yuvarlatılmalıdır. In-Ceram core kalınlığı 0,5 mm.'den az olmamalıdır. Kullanım alanı oldukça geniş olan In-Ceram, üretici tarafından tüm tek ünite kronlarda ve üç üniteli anterior ve posterior köprülerin yapımı için önerilmektedir. Yani sabit restorasyonların %80'i için endikasyonu vardır. Fakat henüz posterior bölgedeki restorasyonlara yönelik uzun süreli klinik araştırmaların yetersizliği nedeni ile hasta seçiminde dikkatli ve seçici davranmalıdır.

2.6.1.3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri: Lösit ile Güçlendirilmiş Metal Desteksiz Porselen Sistemi (Ips-Empress (Ivoclar), Finesse (Ceramco))

1983 yılında geliştirilmiş bir sistemdir. Mum modelaj ve mum atımı tekniği kullanılan bu sistemde, refraktör die içinde kısmen ön işlemlere tabi tutulmuş ve renklendirilmiş cam-lösit tabletler ısıtılıp preslenmektedir. Bu teknik için geliştirilmiş olan cam porselen materyali esas olarak feldspatik porselen olup lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir. İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirmesine tabi tutulur. İkinci teknikte renklendirilmiş dentin tabletleri kullanılır. Restorasyonun son formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir.

Basınç altında pişirmenin ardından yapılan tabakalama ya da boya uygulaması gibi fırınlama işlemlerinin, lösit kristallerinin yoğunlaşması ile cam faz içinde daha homojen bir yapı sağladığı ve bunun da dayanıklılığı önemli ölçüde arttırdığı bildirilmekle birlikte ilave fırınlama işlemlerinin core materyalin direncine bir etkisi olmadığını ifade etmişlerdir (88,89,101). Ayrıca O'Brain'ın belirttiğine göre Sorensen ve arkadaşları, lösit ile

güçlendirilmiş kronlarda esneme direncinin kron kalınlığı ile artmadığı kaydedilmiştir (102). Bununla birlikte, cam ve kristallerin termal genişleme katsayılarının farklı olması sonucu porselen içinde oluşan streslerin, yapının dayanıklılığını arttırdığı bildirilmektedir (86,103). Bu sistemle inley, onley, tek kron ve laminate veneerler yapılabilmektedir (86,89,103). Bu porselen sistemi tek başına veya üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak (anterior bölgedeki restorasyonlarda) core materyali olarak kullanılabilir (75,76,89,104). Tüm dişlerde tek kron, inley, onley ve laminate veneer restorasyonların yapılabildiği ve çekirdekler halinde kullanıma sunulan lösit ile güçlendirilmiş bu sistem, mum atımı tekniğine dayanır (96,103). Bu teknik için geliştirilmiş olan porselen materyalinin içeriği şöyledir; % 63 SiO₂, % 0,6 B₂O₃, %17,7 Al₂O₃, %0,4 CeO₂, 11,2 K₂O, %1,6 CaO, % 4,6 Na₂O, % 0,7 BaO, %0,2 TiO

Esas olarak bir feldspatik porselen olan IPS Empress'in kristalin yapısı, lösit kristallerinden (SiO₂ - Al₂O₃ - K₂O) oluşmaktadır (96,103,105,106). Lösit ile güçlendirilmiş porselen çekirdekleri elde etmek üzere, öncelikli olarak esas cam yapı eritilir. Kristalizasyon ve çekirdekleşme için ısı işleme tabi tutulduktan sonra öğütülür. Toz halindeki yapıya, stabilize edici kimyasal katkı maddeleri, fluoresans bileşikler skalalardaki renkleri sağlayacak şekilde boyalar katılır. Daha sonra çekirdekler şeklinde preslenip yaklaşık 1200°C de ısı işleme tabi tutularak kullanıma hazır hale getirilir. Boyama tekniği için yarı şeffaf hazırlanan çekirdekler 1050–1180°C'de, kendilerine özgü fırınlarında preslenir. Lösit ile güçlendirilmiş porselen sistemin de, kontrol edilmiş yüzey kristalizasyonu söz konusudur. Kontrol edilmiş yüzey kristalizasyonun da kristaller, cam partüküllerinin yüzeyinden merkezine doğru büyüme gösterir. Temel yapıyı oluşturan camdaki kristalizasyon ve çekirdekleşmenin ilk safhası, cam tozunun, gren sınırları içerisinde başlar, kısa bir ısı işleminden sonra, yüzey kristalizasyonu sonucunda, küçük lösit kristalleri gelişir. SEM de yapılan çalışmalarda, Empress çekirdeklerindeki lösit kristallerin kümeler halinde gruplaştığı ve camsı fazın geniş sahalarında yerleşmiş olduğu gözlenmiştir. Buna rağmen basınç fırınından çıkan Empress'de, lösit kristallerinin daha iyi dağılım gösterdiği saptanmıştır. Bu farklılık şöyle açıklanabilir (97,103,105); yumuşamış çekirdek üzerine basınç uygulandığında, eriyen cam, tijlerden geçerken, bu salkım yapısındaki kristaller ayrılma gösterirler. Böylece, kristaller camsı fazda tek tek dağılarak yerleşirler. Cam yapı içinde kristallerin bu dağılımı, porselenin dayanıklılığında artışı açıklayabilir. Dayanıklılığın artışıdaki diğer bir unsur da, tekrarlanan fırınlama işlemleri esnafında, cam ile kristallerin farklı ısıl genişleme katsayılarından dolayı gelişen farklı gerilimlerdir. Lösit kristalleri, yüksek oranda ısıl genişleme gösterirler. Lösit kristallerinin, 20–300 °C arasında 17x10⁻⁶/°C, 500–625 °C arasında 65x10⁻⁶/°C, 20- 625°C

arasında $27 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ oranında bir ısısal genleşme gösterdiği saptanmıştır. Camın ısısal genleşme katsayısı ise $10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ olarak belirlenmiştir (96,97,105,106).

Soğuma esnasında, düşük ısısal genleşme katsayısına sahip cam yapı içinde yüzeysel sıkışma gerilimleri (tangential compressive stress), yüksek ısısal genleşme katsayısına sahip lüsit kristallerinde ise merkezden çevreye doğru gerilimler (radial stresler) gelişir (96,103,105). Daha sonra, yüzeysel gerilimler, lüsit kristalleri arası, bağlanma dayanıklılığında (cohesive strenght) daha yüksek değere ulaştığında, küçük çatlaklar gelişir. Bu sırada, lüsit kristallerinin bir kısmının, cam yapıdan ayrıldığı görülür. Başlangıçtaki kuvvetler dengesi, daha sonra yerini baskı kuvvetlerinin egemenliğine bırakır. Cam yapının, baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, ara yüzlerdeki baskı kuvvetlerini karşılayacak kadar yüksektir. Lüsit kristalleri ile cam ara yüzeyindeki stres dağılımı bir kubbe yapımı prensibine dayandırılabilir (96,103,105).

2.6.1.4. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği CAD-CAM (Computer Aided Design - Computer Aided Manufacture)

Sistem önceden üretilen porselen blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile şekillendirilmesi esasına dayanır. Kamera yardımı ile elde edilen veriler bilgisayara yüklenir. Daha sonra tasarımları (CAD) yapılarak üretime (CAM) geçilir. Genellikle inley, onley, laminate tipindeki restorasyonlar için endikedir. Cerec, Duret, Celay, Denti-Cad, Procera Al-Ceram %100 Al_2O_3 içeren core materyalidir (76,97). Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği CAD-CAM yardımıyla önceden hazırlanmış blokların % 12 ile % 20 büyütülerek bilgisayarda işlenmesiyle elde edilir. Core porseleni olarak da kullanılabilir (76,97). Procera Ti-Ceram (Nobel pharma, A.B.D) Nobel pharma firması tarafından geliştirilen bu sistemde spark erozyon işlemleri ile oluşturulan titanyum core üzerine düşük ısı porseleni pişirilir. Ancak bu sistem diğer metal destekli porselen protezlere göre daha üstün estetik sağlamamaktadır. %99,6 saf titanyum katkılı core porselenidir. Yeni bir yapım tekniği Copy-Miling makinası ve kıvılcım spark erozyonu sayesinde üretilir (89).

In-Ceram spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya) (MgAl_2O_4) inley ve onley yapımını olası kılan yeni bir yapım tekniğiyle üretilmektedir fakat dayanıklılık açısından In-Ceram'dan daha zayıftır⁴⁶. Metal desteksiz porselenlerin, metal destekli porselen restorasyonlara oranla

en büyük dezavantajları kırılma dayanıklılıklarının düşük olmasıdır (76,98). Kırılmadan önce sadece % 0,1"lik bir elastik bozulma gösterebilirler (76,109). Bu nedenle üzerlerine gelen kuvvetlere karşı, elastik modülleri daha yüksek olan metallere oranla daha kırılındırlar. Simantasyon aşamasında, çiğneme fonksiyonu sırasında ve yaralanma durumunda kırılmaya yatkındırlar. Özellikle posterior bölgedeki yükleri karşılayacak dayanıklılığa henüz ulaşamamışlardır.

Birçok araştırmacı bu seramik materyallerin yeterli mekaniksel stabilite ve dayanıklılığa sahip olup olmadıkları konusunda hemfikir değillerdir (107). Kristaller, kristalizasyonun merkezinden, çiçek yaprağı şeklinde büyümeye başlar ve 1200°C'lik ısıtma işlemi sırasında da gelişmeye devam ederler (107) .

Bu sistemde alt yapı olarak metal yerine beyaz bir alaşım olan zirkonyum da kullanılabilir. Zirkonyum sembolü Zr olan, atom kütlesi 91, atom numarası 40 olan ve periyodik tablonun D grubuna (geçiş elementi) ait olan bir maddedir. Martin Heinrich Klaproth ilk kez 1789 keşfetmiş.

Düşük termal ekspansiyon, abrazyona dirençli, yüksek bükülme dayanımı, düşük young modülü, düşük sıcaklıklara süper iletken özelliği, korozyona dirençli, ağır nötronları absorbe etme kabiliyetinin az olması. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli katı haldedir.

Zirkonyum birçok farklı alanda kullanılmaktadır; Yanıcı özelliğinden dolayı askeriyede, korozyona dayanımı, aşınmaya dayanımı, yüksek erime noktası ve az da olsa ağır nötronları absorbe etme kabiliyetinin az olması nedeniyle zirkonyum, nükleer reaktör dizaynlarında yapı malzemesi olarak aranılan bir materyal durumundadır. Atom sanayinde kullanılan zirkonyumun, tamamen hafniyumdan arınmış olması gerekir. Düşük nötron absorpsiyonu nedeni ile denizaltı, buzkıran ve savaş gemilerinin nükleer enerji ünitelerinin koruyucu zırhı olarak kullanılmaktadır. Hafniyumun ise en büyük kullanım alanı jet motorlarının ateşleme bölümünde nükleer reaktör kontrol çubuklarıdır. ZrO₂, erime noktasının yüksek olması nedeniyle ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde kullanılır.

Düşük sıcaklıklara süper iletken özelliği nedeniyle zirkonyum-niobyum alaşımları süper iletken mıknatısların yapımında, Metal olarak zirkon, telsiz lambalarında, elektrotlarda, aydınlatma fişeklerinde, kesici aletler yapımında çelik endüstrisinde kullanılır. Medikal

alanda ise; Sabun ve diş macunlarında kullanıldı. Kuron ve köprü yapımında, ortopedide: yapay diz kemik vidaları ve plakları kullanıldı. Diş hekimliğinde ise zirkonyum oksit üretimdeki yüksek maliyeti nedeniyle dental uygulamalarda kullanılmıyordu. Zürih Federal Teknoloji Enstitüsü tarafından geliştirilen bir proje sayesinde zirkonyum oksit ekonomik bir şekilde diş hekimliğinde kullanılabilir hale gelmiştir.

Zirkonyum bu özelliklerinden dolayı; implant abutment, post core, kuron-köprülerde kullanılmaktadır. Son teknoloji ürünü bu altyapı estetik ve dayanıklılığı bir arada sunabilme özelliğine sahip tek malzemedir. Sistemin en büyük avantajı ulaştığı çok yüksek dayanıklılıkla arka bölgedeki köprülerde de tam estetik bir görünüm sağlamasıdır.

Uzun yıllardır porselen uygulamalarında dayanıklılık için, porselenin altında metal bir alt yapı kullanılmaktaydı. Bu metal alt yapının diş etleri, diş dokusu, genel vücut sağlığı ve en önemlisi estetik yönünden yetersizliği, porselen alt yapısında metale alternatif bir malzeme arayışını ortaya çıkardı. Daha önce tıbbın diğer alanlarında başarıyla kullanılan zirkonyum'un diş hekimliğinde porselen metalinin yerine uygulanması ile yeni bir devir açılmış oldu. Çünkü bu yeni zirkonyum alt yapılı porselen kaplamalar diş eti problemi, ve alerji yapmamasının yanında, ışık geçirme özelliği ile doğal dişlere yakın estetik ve fonksiyonu yakalamamızı sağlamaktadır.

Zirkonyumun üzerine porselen konularak yapılan kuron ve köprüler 900 Mpa dirence sahip sistem en yüksek fiziksel değerlerin yanında ışık geçirme özelliği doku uyumu ve birçok değişik endikasyonu kapsayarak diş hekimliğinde yepyeni bir dönem başlatmıştır.

2.6.2. Metal destekli protezler:

1. Titanyum destekli sabit protezler
2. Krom kobalt alaşımlı sabit protezler

2.6.2.1. Titanyum destekli sabit protezler:

Titanyum, periyodik cetvelin 4. grubunda yer alan, çok sert, gümüş-beyaz, parlak bir elementtir. Yerkabuğunda en çok bulunan 9. element olan titanyumun ergime noktası 1660°C, kaynama noktası 3287°C ve özgül ağırlığı 4,5g/cm³'tür.

Doğada saf element halinde değil, Ti-mineralleri şeklinde rutil (TiO₂) ve ilmenit (FeTiO₃) formunda bulunur. Saf titanyum Kroll metodu veya iyodürleme yöntemi gibi çeşitli ayrıştırma işlemleri sonucu elde edilir.

Titanyum fiziksel olarak 3 şekilde bulunur. Bunlar; α -Titanyum, β -Titanyum ve $\alpha+\beta$ -Titanyum'dur. α -Ti, ticari olarak saf (commercially pure, c.p.) olarak isimlendirilir. β -Ti, Ti-15V-3Cr-3Sn-3Al, Ti-20V-4Al-1Sn ve Ti-22V-4Al gibi titanyum alaşımlarını içerir. $\alpha+\beta$ -Ti ise çoğu kez Ti-6Al-4V örneği ile temsil edilir. Titanyum fiziksel olarak çeşitli derecelere (grade, GD) ayrılarak sınıflandırılır. Dental implantolojide kullanılan titanyum GD-1'den GD-4'e kadar olan saf Ti (α -Ti), ve GD-5 Ti6Al4V titanyum alaşımıdır. Pek çok üretici implant materyali olarak GD-4 Ti kullanmaktadır.

Saf titanyumun seçilmesinin sebepleri titanyum alaşımlarına göre daha kolay şekillendirilebilmesi, biyouyumluluğunun daha yüksek olması ve elastisite modülünün (Young's Modulus) kemiğe daha yakın olmasıdır. Bu özellikleri saf titanyumun stres dağılımının düzenli olmasını sağlar. Hava, su veya herhangi bir elektrolit ortamda titanyum yüzeyinde yoğun bir oksit tabaka oluşur ve bu oksit tabaka implantın fizyolojik ortamda stabil kalmasını sağlar (160,161,162). Titanyum destekli protezler özellikle metal alaşımlarının ortaya çıkardıkları bazı sağlık sorunlarını ortadan kaldırmak amacı ile kullanılmaya başlandı.

2.6.2.2. Krom – Kobalt alaşımlı sabit protezler:

Tıpta krom – kobalt alaşımlarının ilk kullanımı 1929 yılında Endle ve Prange adında iki ortodontist değişik nitelikteki kobalt – krom alaşımlarının diş tedavisinde kullanılabileceğini öne sürmeleri ile başlamıştır. Bu görüşün hemen ardından da iyi mekanik özellikler gösteren ve döküm yöntemi ile karışık şekillerin oluşturulması olanaklı olan Vitallium'a patent alınmıştır. Diş tedavisinde sıklıkla kullanılan Kobalt- Krom (Co – Cr) alaşımı 1937 'den itibaren Venable ve Stuck tarafından cerrahi uygulamalarda da denenmiştir. Paslanmaz çeliklerin vücut akışı içersinde korozyon direnci göstermesi Vitallium'a karşı olan ilgiyi arttırmış ve daha sonraları bu alaşımdan özellikle kırık kemik uçlarının tespitinde kullanılan ince levhaların üretiminde sıkça yararlanılmıştır.

1940 ' larda Vitallium yüksek sıcaklıklarda gösterdiği oksidasyon direnci nedeniyle jet motorlarında uygulanmış fakat daha sonraları alaşımın düşük yorulma dayanımına sahip olduğu anlaşıldığından bunun üzerine araştırmalar değişik kobalt bazlı alaşımların üzerine yoğunlaşmıştır.

1939 yılında Smith – Petersen femur başı ve dola aketebulum arasında bir atroplasti uygulamasını Vitallium'dan yapılmış bir kap olarak gerçekleştirmiştir. Vitallium'un gösterdiği iyi dökülebilirlik özelliği bu tip karışık şekilli uygulamalarda seçilmesindeki en önemli nedenlerden biridir.

Ortopedik implantlarda kaydedilen bu gelişmeler toplam kalça eklemi protezi üretimini söz konusu kılmış ve 1966 ' da Mc Kee ve Farror metal üzerine metal konfigürasyonu ile femur ve aketebulum bileşenlerini oluşturmuştur. Bu uygulamada kayma hareketi metal – metal arasında gerçekleşmiştir. 1970 'lerde Mc kee – Farror 'ın bu tasarımı birçok genç hastada uygulanmış, ancak özellikle femur gövdesinde yorulmadan dolayı meydana gelen bozulmalar alaşımın mekanik özelliklerinin geliştirilmesi gerektiği gösterilmiştir. Daha sonraki çabalar Co – Cr bazlı implant alaşımlarının metalürjik özelliklerinin iyileştirilmesi yönünde olmuş ve günümüzde Co – Cr bazlı alaşımlar mekanik özelliklerinde elde edilen gelişmeler ile birlikte cerrahide de çok geniş bir uygulama alanı bulmuştur.

F – 75 kobalt – krom döküm alaşımının yapısı mekanik özelliklerden ziyade gösterdiği iyi korozyon direnci ve dökülebilirlik özelliklerine göre tanımlanır. Kimyasal bileşimi de bu parametreleri optimize edecek şekilde olmalıdır. Kobalta ilave edilen en önemli iki alaşım elementi krom ve karbondur. Krom alaşımın korozyon direncini karbon ise dökülebilirliğini arttırmak için katılır. Alaşımız durumda cerrahi uygulamada kobaltın kötü bir korozyon direnci vardır. Kromun ilavesi ile malzeme korozif ortama karşı korur (160,161,162).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızın amacı, implant üstü sabit restorasyonlarında kullanılan materyallerinin marjinal uyumunun ölçülmesidir. Bu yüzden; hazırlanan çalışma modelimiz, Astra Tech™ (Mölnadal, Sweden) firmasının hazır maksillar akrilik modeli kullanarak oluşturulmuştur. Akrilik modele, Astra Tech™ firmasının 1 adet implantı yerleştirilmiştir (Fixture 4,5 ST).

İmplant yerleştirilen akrilik modelden, aljinat (Cavex, Haarlem, Holland) ölçü maddesi ve hazır metal ölçü kaşığı ile ölçü alınmıştır. Alınan bu ölçüye; alçı dökerek elde edilen alçı modelden, akrilik (Formatray, Kerr, Mfg Co; Romulus, Mich) özel ölçü kaşığı hazırlanmıştır. Açık ölçü tekniği kullanılarak, Zetaplus ve Oranwash ölçü maddeleri (Zhermack, Veneto, Italy) ile Astra Tech™ firmasının akrilik modelinden ölçü alınmıştır (Resim 3,1). Böylece akrilik model üzerindeki implant, analog yardımı ile alçı çalışma modelimize aktarılmıştır (Resim 3.2–3.3).



Resim 3.1. Akrilik modelden açık ölçü tekniği ile alınan ölçü



Resim 3.2. Ölçü üzerine implant analogunun yerleştirilmesi



Resim 3.3. Ölçü içersine yerleştirilen implant analogu

Bu işlemden sonra elde edilen silikon ölçüye sert alçı dökülerek, çalışma modeli hazırlanmıştır (Resim 3.4). Çalışma modelindeki implanta, prepare edilebilen Profile (Astra Tech™, Mölndal, Sweden) abutment yerleştirilmiştir. Yerleştirilen abutmente 90° shoulder basamağı hazırlanmıştır.



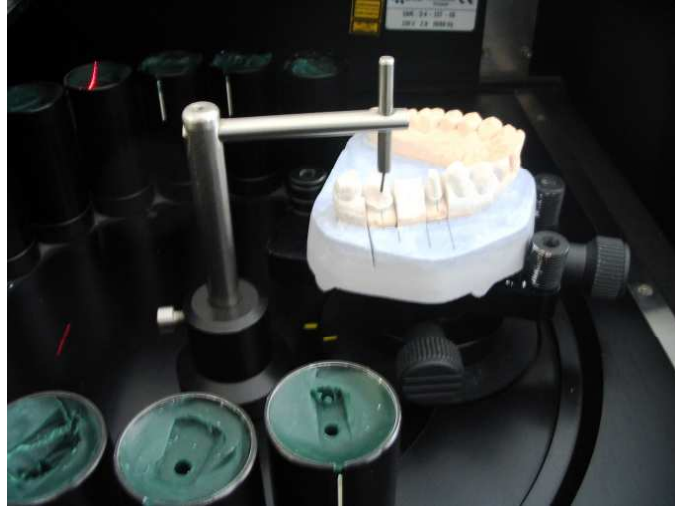
Resim 3. 4. Çalışma modeli

Çalışma modeline yerleştirilen abutmenta, 4 farklı grupta (DC-Zirkon, DC-Titan, IPS-Empress 2 ve Krom – Kobalt) 10’ar tane kuron alt yapısı hazırlanmıştır. Çalışmamızda hazırlanan alt yapılardan Titanyum ve Zirkonyum alt yapılar Dentist Diş ve Protez San. Tic. Ltd. Şti. tarafından hazırlanmıştır. IPS-Empress 2 ve Krom – Kobalt alt yapılar ise Optimal Diş Protez San. Tic. Ltd. Şti. tarafından hazırlanmıştır.

Zirkonyum alt yapılar tam sinterlenmiş DC-Zirkon (DCS-Precident, DCS Dental AG, CH-Allschwill, Germany) bloklarının CAD-CAM sistemi ile aşındırılarak hazırlanmıştır. Bu sistemde öncelikle, çalışma modelinin üzerindeki abutmentin 3 boyutlu bilgisayarlı analizi yapılmıştır (Resim 3.5–6).



Resim 3.5. Hazırlanan modelin bilgisayarla 3 boyutlu analizini yapan makine.



Resim 3.6. Modelin bilgisayarlı analizi.

Modelin 3 boyutlu analizi sonrası elde edilen veriler, DC-Zircon bloklarının kesimini yapan makineye (DCS Precident) aktarılmıştır. DCS Precident (DCS Dental AG, CH-Allschwill) makinesi analizi yapan makineden aldığı bilgiler doğrultusunda, zirkonyum oksit bloğunu aşındırarak zirkonyum alt yapıları hazırlamıştır (Resim 3.7-8).

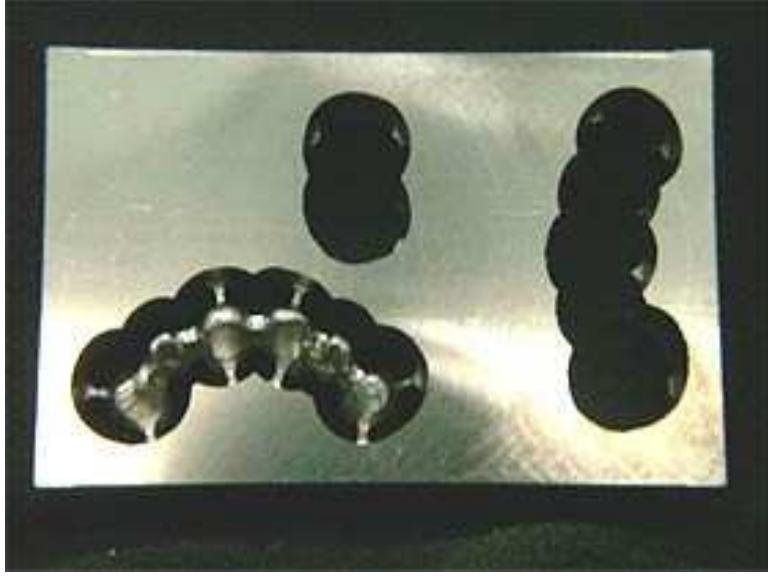


Resim 3.7. DC-Zircon blokların kesimini yapan DCS Precident makinesi



Resim 3.8. DC-Zircon bloğu

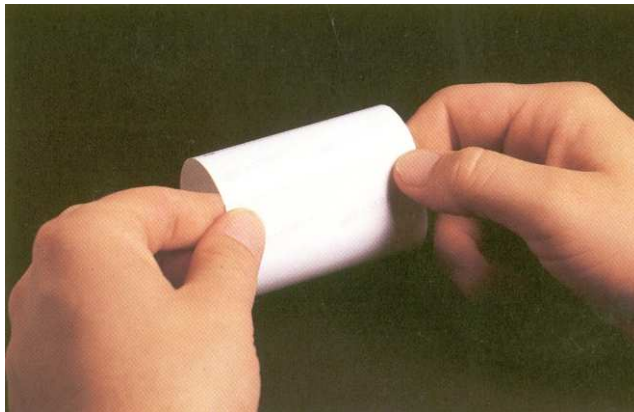
Titanyum (Grade 2) alt yapılar hazırlanırken kullanılan DC-Titan (DCS-Precident, DCS Dental AG, CH-Allschwill) blokları (Resim 3.9); DC-Zircon alt yapılarının hazırlandığı gibi, abutmentin 3 boyutlu analizi sonrası DCS Precident makinesi ile aşındırılarak hazırlanmıştır.



Resim 3.9. DC-Titan bloğu

IPS-Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) alt yapıları staining tekniği ile hazırlanmıştır. İlk olarak modele marjinalden 1 mm kısa spacer sürülmüştür. Daha sonra organik mum ile alt yapının modelajı yapılmıştır.

Modelaj işleminden sonra, model manşete alınmıştır. Bu işlem sresinde özel bir manşet hazırlanmıştır. Manşete alırken, 2-in-1 IPS- Empress Paper Ring (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır. IPS-Empress Paper Ring'in uğları birleştirilerek, silindir şekli oluşturulmuştur (Resim 3.10).



Resim 3.10. 2-in-1 Ips-Empress Paper Ring

Hazırlanan silindirik şeklindeki kâğıt, modelin üzerine yerleştirilmiştir. Silindirin içine manşetin ana maddesi dökülmüştür (Resim 3.11). Daha sonra manşete alınan model, fırında kısa bir süre ısıya maruz kalmıştır. Ön ısıtmadan sonra IPS-Empress 2 blokları manşetin içine yerleştirilip ısı ve basınç uygulanmıştır (Resim 3.12 Tablo 3.1). Fırından çıkan manşet, işaretlenerek kesimi yapılmıştır (Resim 3.13).

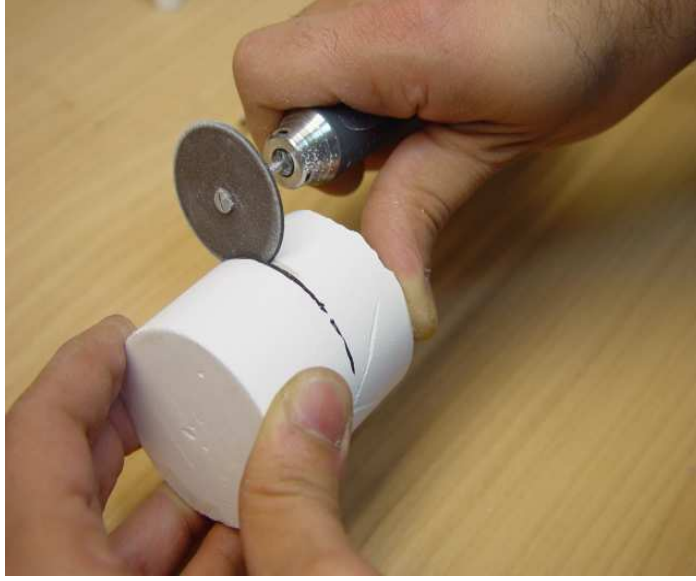
Manşetin kesiminden sonra çıkarılan IPS-Empress 2 alt yapıları, tesviye işleminden geçerek hazırlanmıştır.



Resim 3.11. Modelin manşete alınması.



Resim 3. 12. EP 600^{IPS} Empress 2 basınç makinesi



Resim 3.13. Manşetin kesilmesi

Krom-Kobalt alt yapılar, klasik yöntemlerle hazırlanmıştır. Model üzerine Bego (Bego, Bremen, Almanya) modelaj mumu ile alt yapının modelajı yapılmıştır (Resim 3.13).

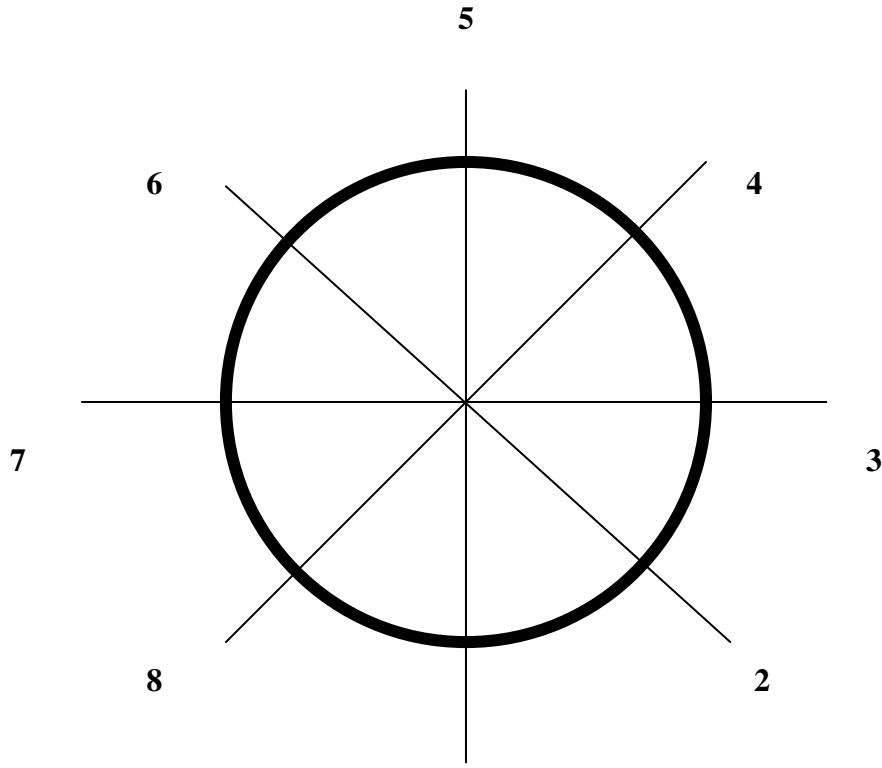


Resim 3.14. Mum modelaj

Daha sonra N&V Z4 (Vacalon Company, Neiryneck and Vogt Belgium NV) revetmanına alınan model 900°C ' de fırınlanarak döküm yapılmıştır. Döküm işleminde Bego Wiron 99 (Wiron NT, Bego, Germany) adlı materyal kullanılmıştır. Revetmandan çıkarılan alt yapılar, kuşlama ve tesviye işlemlerinden geçerek hazırlanmıştır.

3.1. Örneklerin ölçümü:

Hazırlanan 4 gruptaki alt yapıların, ısıya bağlı değişim miktarının daha doğru bir şekilde ölçülmesini sağlamak için; her gruptaki örneğe farklı bir numara verilmiştir. Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya-Metalürji Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Mekanik Metalürji laboratuvarında ölçüm için, hazırlanan alt yapılara, daha önce yapılan çalışmalar (110,111,112,113,114) doğrultusunda; implant üzerine işaretlenen sabit bir nokta rehber alınarak, saat yönünün tersinde 45 derecelik açılarla 8 farklı nokta işaretlenmiştir.



1 (Rehber nokta)

Şekil 3.1. Alt yapıların işaretlenme şablonu



Resim 3. 15. Ölçüm sırasında kullanılan mikroskop

Hazırlanan bütün alt yapılar aynı sıra ile X50 stereo mikroskop (Carl Zeiss Jena, Jena, Germany) altında; basamak ile alt yapıların kenarı arasındaki aralığın ölçümü yapılmıştır (Resim 3.15–16–17).

Yapılan ölçümlerden sonra, alt yapılara önerilen porselen fırınlama ısıları uygulanmıştır. Daha önce yapılan çalışmalar porselen uygulaması sonrası ortaya çıkan deformasyonların, porselenin kontraksiyonundan değil; uygulanan ısılarla bağlı olduğunu ortaya koymuştur (116). Bu yüzden çalışmamızda porselen uygulaması sırasında marjinal aralığa gelecek porselenlerin ölçüm hatalarına neden olmaması için, sadece fırınlama ısıları uygulanmıştır.



Resim 3.16. Zirkonyum alt yapıların mikroskop altında ölçümü



Resim 3.17. Titanyum alt yapıların mikroskop altında ölçümü

DC-Zircon alt yapılar hazırlandıktan sonra, IPS e.max – ivoclar (Ivoclar, Ellwangen, Almanya) porseleni uygulanarak çalışma tamamlanmaktadır. Bu yüzden DC-Zircon alt yapılara aşağıdaki tablodaki ısılar uygulanmıştır.

	B	S	T	T	H	V1	V2
LİNER	403 °C	4 dakika	60 °C	960 °C	1 dakika	450 °C	959 °C
1.DENTİN	403 °C	4 dakika	50 °C	750 °C	1 dakika	450 °C	749 °C
2.DENTİN	403 °C	4 dakika	50 °C	750 °C	1 dakika	450 °C	749 °C
GLAZÜR	403 °C	6 dakika	60 °C	725 °C	1 dakika	450 °C	724 °C

Tablo 3.1. IPS e.max – ivoclar ısı tablosu

DC-Titan alt yapılar hazırlandıktan sonra, Vita Titan Keramik (Vita, Bad Säckingen, Almanya) porseleni uygulanarak çalışma tamamlanmaktadır. Bu yüzden DC-Titan alt yapılara aşağıdaki tablodaki ısılar uygulanmıştır.

Fırınlama	Vt. °C	Min. →	Min. ↗	°C/min ↗	Temp ca. °C	Min. →	VAC °C/min
Bonder	400	6.00	6.00	67	800	1.00	6.00
Opak	400	2.00	4.00	98	790	1.00	5.00
Dentin	400	6.00	7.00	53	770	1.00	8.00
Dentin	400	6.00	7.00	53	770	1.00	8.00
Glaze	400	4.00	4.00	93	770	1.00	5.00

Tablo 3.2. Vita Titan Keramik ısı tablosu

IPS-Empress 2 alt yapılar hazırlandıktan sonra, IPS-Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) porseleni uygulanarak çalışma tamamlanmaktadır. Bu yüzden Empress 2 alt yapılara aşağıdaki tablodaki ısılar uygulanmıştır.

P	B	T ↑	T	S	H	V1	V2	L
Shade firing	403 ^{°C}	60 ^{°C}	850 ^{°C}	4	2	580 ^{°C}	849 ^{°C}	-
Glaze and staining	403 ^{°C}	60 ^{°C}	800 ^{°C}	6	2	450 ^{°C}	799 ^{°C}	-
Düzeltilme	403 ^{°C}	60 ^{°C}	850 ^{°C}	4	2	580 ^{°C}	849 ^{°C}	-

Tablo 3.3. IPS-Empress 2 ısı tablosu

Krom-Kobalt alt yapılar hazırlandıktan sonra, Vita Vacumant 4000 Premium T (Vita, Bad Säckingen, Almanya) porseleni uygulanarak çalışma tamamlanmıştır. Bu yüzden Krom-Kobalt alt yapılara aşağıdaki tablodaki ısılar uygulanmıştır.

	^{°C}	Min	^{°C}	Min	^{°C}	Min
1.opak	600	2.00	88	4.00	950	1.00
2.opak	600	2.00	83	4.05	940	1.00
Dentin	600	6.00	55	6.00	930	1.00
Glaze	600	2.00	83	4.00	930	1.00

Tablo 3.4. Vita Vacumant 4000 Premium T ısı tablosu

Isı uygulaması sonrası alt yapılar üzerine işaretlenen 8 noktadan, aynı sıra ile ölçüm yapılarak çalışmamız tamamlanmıştır.

3.2. İstatistiksel Yöntem:

Bu çalışmada istatistiksel analizler GraphPad Prisma V.3 paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi, grupların ısı öncesi ve sonrası karşılaştırmasında Wilcoxon testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Numunelerin ısı öncesi ölçümleri:

Çalışmamızda hazırlanan alt yapılarının marjinal açıklığı ölçüldüğünde; En düşük marjinal aralık IPS-Empress alt yapılarda (ortalama $120\pm 26 \mu\text{m}$) ölçülmüştür. Daha sonra en düşük marjinal aralık, DC-Titan alt yapılarında (ortalama $121\pm 38 \mu\text{m}$) ve Krom-Kobalt (ortalama $121\pm 39 \mu\text{m}$) alt yapılarında ölçülmüştür. En büyük marjinal aralık DC-Zircon (ortalama $162\pm 66 \mu\text{m}$) alt yapılarında ölçülmüştür.

IPS-Empress 2 alt yapıların marjinal aralığı:

NUMUNELER	1	2	3	4	5	6	7	8
E 1	170	130	60	150	130	180	140	120
E 2	70	120	90	110	100	140	120	170
E 3	230	60	160	80	70	130	140	150
E 4	50	70	80	120	130	110	130	180
E 5	160	60	40	20	60	80	70	70
E 6	160	150	110	160	130	60	90	80
E 7	60	90	110	130	120	170	90	200
E 8	180	190	220	10	60	170	160	80
E 9	190	140	160	130	180	120	130	90
E 10	10	60	80	10	80	140	180	90

Tablo 4.1. IPS-Empress 2 alt yapıların ısı öncesi ölçümleri (μm). (E: Empress 2 alt yapısı)

Krom - Kobalt alt yapıların marjinal aralığı:

NUMUNELER	1	2	3	4	5	6	7	8
C 1	100	180	110	160	310	340	230	190
C 2	50	70	160	130	80	60	110	70
C 3	150	80	60	50	60	40	40	70
C 4	90	210	100	180	130	180	160	220
C 5	70	40	160	90	70	80	110	130
C 6	150	100	90	140	160	200	110	70
C 7	60	140	150	70	160	120	160	180
C 8	110	70	90	90	180	140	160	180
C 9	110	90	70	130	180	180	70	80
C 10	60	80	70	110	60	180	100	80

Tablo 4.2.Krom - Kobalt alt yapıların ısı öncesi ölçümleri (μm). (C: Krom Kobalt alt yapısı)

DC-Zircon alt yapıların marjinal aralığı:

NUMUNELER	1	2	3	4	5	6	7	8
Z 1	100	120	70	140	80	120	130	140
Z 2	160	90	110	180	80	130	150	120
Z 3	240	290	220	150	200	320	330	310
Z 4	230	380	340	370	230	210	260	270
Z 5	130	160	170	190	160	110	80	70
Z 6	80	100	170	180	230	100	130	70
Z 7	120	200	80	70	170	120	70	130
Z 8	50	20	80	90	80	170	120	100
Z 9	200	190	170	320	120	140	210	270
Z 10	210	180	190	150	80	170	130	140

Tablo 4.3. DC-Zircon alt yapıların ısı öncesi ölçümleri (μm). (Z: DC-Zircon alt yapısı)

DC-Titan alt yapıların marjinal aralığı:

NUMUNELER	1	2	3	4	5	6	7	8
T 1	110	180	150	180	140	150	120	110
T 2	80	70	60	40	80	110	100	90
T 3	120	180	110	140	130	190	100	120
T 4	140	210	100	90	170	120	180	150
T 5	100	90	70	80	120	110	80	50
T 6	100	160	140	190	220	240	140	120
T 7	120	100	100	60	140	70	80	100
T 8	170	210	120	90	190	100	140	240
T 9	60	40	50	40	10	50	70	130
T 10	190	120	90	110	230	210	170	80

Tablo 4.4. DC-Titan alt yapıların ısı öncesi ölçümleri (μm). (T: DC-Titan alt yapısı)

4.2. Numunelerin ısı sonrası ölçümleri:

Çalışmamızda hazırladığımız alt yapılara porselen fırınlama ısıları uygulandıktan sonra; ilk ölçümlerde rehber alınan 8 noktadan tekrar ölçüm yapılmıştır. Fırınlama ısısından sonra en düşük marjinal aralık, IPS-Empress 2 (ortalama $56\pm 24 \mu\text{m}$) alt yapılarında ölçülmüştür. Daha sonra en düşük marjinal aralık Krom-Kobalt (ortalama $88\pm 27 \mu\text{m}$) alt yapılarında ve DC-Titan (ortalama $121\pm 38 \mu\text{m}$) alt yapılarında ölçülmüştür. En büyük marjinal aralık, DC-Zircon (ortalama $162\pm 66 \mu\text{m}$) alt yapılarında ölçülmüştür.

IPS-Empress 2 alt yapıların marjinal aralığı

NUMUNELER	1	2	3	4	5	6	7	8
E 1	80	70	10	60	20	50	30	40
E 2	40	80	90	60	50	80	80	120
E 3	50	10	30	50	80	10	70	60
E 4	30	40	70	30	40	20	50	10
E 5	70	80	20	30	40	20	50	70
E 6	120	80	110	140	90	10	200	170
E 7	50	70	60	80	110	40	10	50
E 8	80	60	40	60	70	20	80	50
E 9	30	10	40	20	40	50	30	20
E 10	100	60	70	30	50	20	60	40

Tablo 4.5. IPS-Empress 2 alt yapıların ısı sonrası ölçümleri (μm). (E: Empress 2 alt yapısı)

Krom - Kobalt alt yapıların marjinal aralığı:

NUMUNELER	1	2	3	4	5	6	7	8
C 1	70	30	60	130	160	190	90	80
C 2	70	30	100	40	130	100	50	80
C 3	180	70	90	50	110	90	70	170
C 4	80	60	10	40	100	40	50	80
C 5	230	170	120	130	10	80	120	180
C 6	80	120	160	130	110	60	80	20
C 7	90	60	120	140	100	150	170	100
C 8	60	700	40	70	10	60	40	20
C 9	90	130	170	70	10	120	60	50
C 10	60	120	70	50	110	80	40	70

Tablo 4.6. Krom-Kobalt alt yapıların ısı sonrası ölçümleri (μm). (C: Krom Kobalt alt yapısı)

DC-Zircon alt yapıların marjinal aralığı:

NUMUNELER	1	2	3	4	5	6	7	8
Z 1	100	120	70	140	80	120	130	140
Z 2	160	90	110	180	80	130	150	120
Z 3	240	290	220	150	200	320	330	310
Z 4	230	380	340	370	230	210	260	270
Z 5	130	160	170	190	160	110	80	70
Z 6	80	100	170	180	230	100	130	70
Z 7	120	200	80	70	170	120	70	130
Z 8	50	20	80	90	80	170	130	100
Z 9	170	190	170	300	140	160	210	270
Z 10	210	170	160	150	80	170	150	140

Tablo 4.7. DC-Zircon alt yapıların ısı sonrası ölçümleri (μm). (Z: DC-Zircon alt yapısı)

DC-Titan alt yapıların marjinal aralığı:

NUMUNELER	1	2	3	4	5	6	7	8
T 1	110	160	150	180	150	160	120	110
T 2	80	70	30	40	60	110	100	90
T 3	120	180	110	140	130	190	100	120
T 4	140	220	100	90	120	120	180	150
T 5	100	90	70	80	120	110	80	50
T 6	100	140	140	180	220	240	140	120
T 7	120	100	100	60	140	70	80	100
T 8	150	210	120	90	190	100	140	240
T 9	60	40	50	40	10	50	70	130
T 10	170	120	90	110	210	210	170	80

Tablo 4.8. DC-Titan alt yapıların ısı öncesi ölçümleri (μm). (T: DC-Titan alt yapısı)

4.3. İstatistiksel değerlendirme:

	Isı Öncesi		Isı Sonrası		Z	P
	Kenar Aralığı		Kenar Aralığı			
	Ortanca	Ort±S	Ortanca	Ort±S		
IPS-Empress 2	(119)	120±26	(51)	56±24	-2,80	0,005
Krom-Kobalt	(121)	121±39	(91)	88±27	-1,48	0,139
DC-Zircon	(133)	162±66	(133)	162±66	0	1
DC-Titan	(139)	121±38	(139)	121±38	0	1
KW	2,70		21,81			
P	0,439		0,0001			

Tablo 4.9. Alt yapıların ısı öncesi ve ısı sonrası istatistiksel değerlendirilmesi (μ m).
(S: Standart Sapma, Ort: Ortalama, Z: Wilcoxon katsayısı, P: Anlamlılık düzeyi)

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Kenar Aralığı (Isı)	Kenar Aralığı
IPS-Empress 2 / Krom-Kobalt		P > 0.05
IPS-Empress 2 /DC- Zircon		0.001
IPS-Empress 2 /DC- Titan		0.01
Krom-Kobalt / DC-Zircon		0.05
Krom-Kobalt / DC-Titan		0.05
Zircon / DC-Titan		0.05

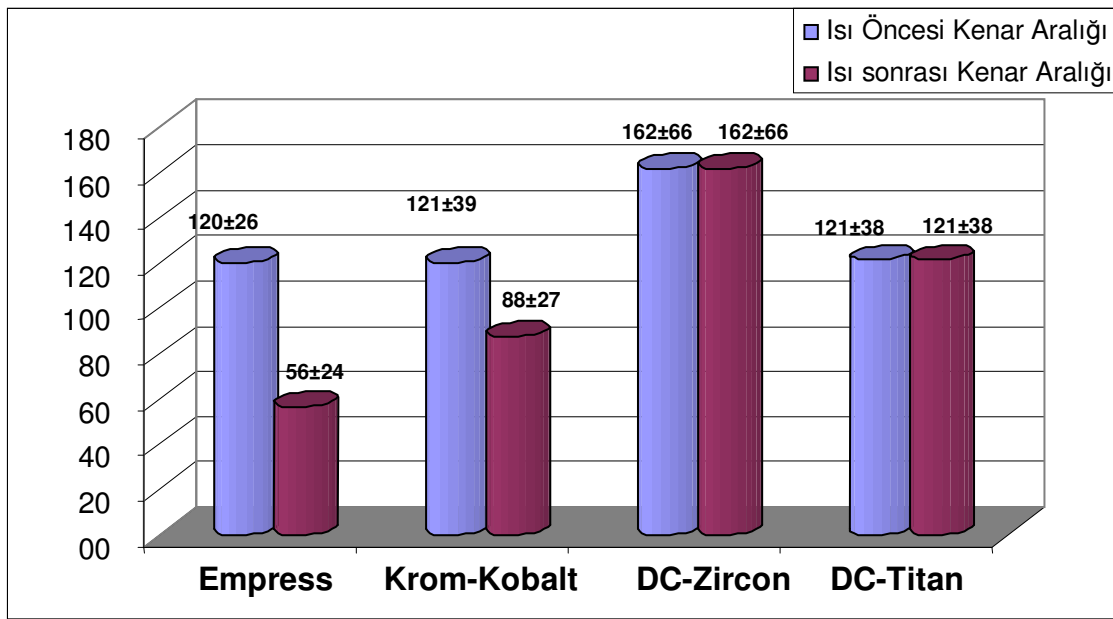
Tablo 4.10. Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi (Alt yapıların ısı öncesi kenar aralığı anlamlılıkları)

	Fark	
	Ortanca	Ort±SS
IPS-Empress 2	(68)	64±38
Krom-Kobalt	(27)	33±49
DC- Zircon	(0,0)	0±0
DC-Titan	(0,0)	0±0
KW	24,08	
P	0,0001	

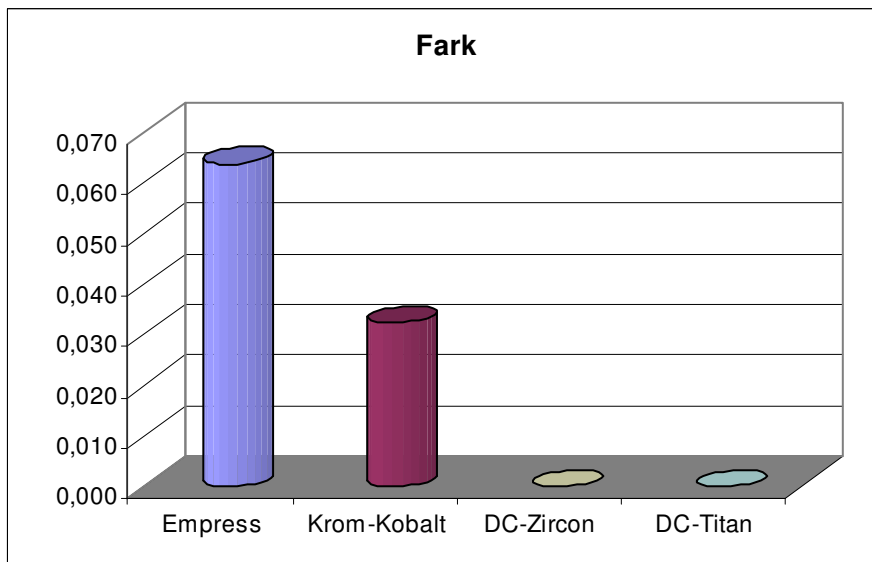
Tablo 4.11. Isı öncesi ve sonrasındaki aralık farkı ortalaması (μm).

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Fark
IPS-Empress 2 / Krom-Kobalt	P > 0.05
IPS-Empress 2 / DC- Zircon	P < 0.01
IPS-Empress 2 / DC-Titan	P < 0.01
Krom-Kobalt / DC- Zircon	P > 0.05
Krom-Kobalt / DC-Titan	P > 0.05
DC- Zircon / DC-Titan	P > 0.05

Tablo 4.12. Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi (Alt yapıların ısı sonrası kenar aralığı anlamlılıkları).



Şekil 4.1. Alt yapıların ısı öncesi ve ısı sonrasında ölçülen marjinal aralık (µm).



Şekil 4.2. Uygulanan ısıya bağlı ölçülen deformasyon miktarı (mm).

5. TARTIŞMA

Yapılan araştırmalar; restorasyon yapımı sırasındaki birçok basamağın, restorasyonda başarısızlıklara neden olabileceğini göstermiştir. Hazırlanan restorasyonun uzun dönem başarısı için; restorasyonun mümkün olduğu kadar az strese maruz kalması ve marjinal uyumunun çok iyi olması gerekmektedir (112,117,118,119,120). İmplant üstü protezlerde stres; implantın diş gibi koruma mekanizmaları olmadığı için özellikle dikkat edilmesi gereken bir noktadır. Stresten sonra önemli bir noktada marjinal uyumdur.

Özellikle birden fazla implant tarafından desteklenen köprü şeklindeki bir restorasyonun marjinal uyumunun; ölçü tekniği, ölçü materyalleri, hazırlanan basamak tipi gibi birçok nedenden etkilenebileceği yapılan araştırmalar sonucunda ortaya konmuştur (17, 27,28,29,30,31,32,33,34,46,55,56,60,61,62,63,56,71). Çalışmamızda özellikle sabit protezlerde, alt yapı olarak kullanılan materyallerin marjinal uyumu ölçülmek istenmiştir. Bu nedenle marjinal uyumu etkileyen faktörleri elemine etmek için, tek bir abutment içeren çalışma modeli hazırlanmıştır.

Yapılan birçok araştırmada marjinal uyum ile basamak tipi ilişkisi araştırılmıştır (33,34,35,36,121,122). Gravelis ve arkadaşları geleneksel metal destekli protezlerde kullanılan basamak tiplerinin (45 derece shoulder, 90 derece shoulder, 120 derece ve 135 derece shoulder), marjinal uyuma olan etkisini araştırmışlar; 90 derece shoulder basamağının en başarılı, 120 derecelik shoulder basamağının en başarısız marjinal uyuma sahip olduğunu bildirmişlerdir (157).

2006 yılında Shiratsuchi ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada; metal destekli porselenlerde basamak tiplerinin (shoulder, deep chamfer) ısı ile olan ilişkisini incelemişler, deep chamfer (23.96–25.72 µm) basamağının, shoulder basamağından daha az deformasyona uğradığını (73.87–89.44 µm) ortaya koymuşlardır (123). Shillingburg ve arkadaşları ise yaptıkları araştırmada metal porselenlerde, shoulder ve chamfer şeklinde hazırlanan metal alt

yapıların porselen fırınlanma işlemi sonrasında ki deformasyonu araştırdılar. Shoulder basamağının (5 – 10 µm), chamfer basamağına (25–45 µm) göre daha az deformasyona uğradığı sonucunu ortaya koymuştur (122). Daha sonra Faucher ve arkadaşları yaptıkları araştırmalarda shoulder basamağının ısı karşısında deformasyondan daha az etkilendiğini ortaya koymuştur (121).

Ortaya çıkan sonuçlar doğrultusunda, en iyi basamak tipi olarak shoulder tavsiye edilmektedir. Bizim çalışmamızda ısıya bağlı deformasyona karşı daha dirençli olması nedeni ile abutmente 90 derece shoulder basamak hazırlanmıştır.

Uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımları sabit protezlerin klinik olarak yeterliliği yapılan araştırmalar sonucu ortaya konmuştur (33,34,35,36,124,125, 126,127,128,129). Müller ve arkadaşlarının yaptığı araştırmada geleneksel yöntemlerle hazırlanan Krom-Kobalt alt yapılarında 160–172 µm'luk bir marjinal aralık olduğunu bildirmişlerdir (131). Daha sonra Fransson ve arkadaşlarının metal destekli porselenlerle yaptıkları araştırmada, 200 µm'luk açıklığın kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (125). Boening ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, Fransson ve arkadaşlarının çalışması ile aynı sonuçları bildirmiştir (127). Gravelis ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise metal destekli protezlerde hazırlanan shoulder basamakta 95 ± 17 µm açıklık olduğunu ortaya koymuşlardır (157). Daha sonra Hammerle ve arkadaşları metal alt yapıya sahip porselenlerin (36 µm), elektroformed alt yapılara sahip porselenlerden (54 µm) daha başarılı olduğunu ortaya koymuştur (158). Dennis, Hammerle 'nin yaptığı araştırmada marjinal açıklığın bu kadar az çıkmasının; ölçüm işlemleri öncesi kuronların simantasyonundan kaynaklanabileceğini bildirmiştir (111).

Çalışmamızda hazırlanan krom-kobalt alaşımlı metal destekli alt yapılar ile abutment arasındaki marjinal açıklık 121 ± 39 µm olarak bulunmuştur. Daha önce yapılan çalışmalar bu açıklığın klinik olarak yeterli olduğunu ortaya koymakta ve çalışmamızı desteklemektedir (122,131,125,127).

Her ne kadar metal destekli sabit protezler uzun yıllar diş hekimliğinde başarılı bir şekilde kullanılmışsa da yetersizlikleri, öncelikle elektroformed ve farklı alaşımları ortaya çıkarmıştır. Bunların ortak özellikleri; altlarında daha ince fakat güçlendirilmiş bir metal alt yapı ve üzerinde kalın bir porselen üst yapı ile estetik yeterlilik sağlanmaya çalışılmasıdır

(132,133,134,135,136,137,138). Fakat alaşımlarda kullanılan nikelin, hastalarda alerjiye neden olduğu, berilyumun ise teknisyenlere oral yol ve deri teması ile olan zehirli etkileri yapılan araştırmalarda ortaya çıkmıştır (139,142,143,144,145). Daha sonra araştırılan titanyumun; berilyum ve nikel içermediği için biouyumluluğu çok iyi olduğu tespit edilmiştir (140). Fakat titanyuma geleneksel yöntemlerle porselen uygulanılmasında sorunlarla karşılaşmıştır.

Titanyumun dökümündeki yetersizlikler araştırmacıları farklı yöntemler bulmaya yönlendirmiştir. Witkowski, Komine ve Gerdes'in 2006 yılında yaptığı çalışmada titanyum alt yapısını hazırlayan bilgisayar destekli Pro 50 (Cynovad, Canadian, A.B.D), DCS (DCS Dental AG, CH-Allschwill) ve Everest (Kavo, Biberach/Riss, Germany) sistemlerini incelemiştir. Bu sistemler arasında en başarılı, DCS sistemi olduğu bildirilmiştir. Bu araştırmada marjinal açıklık 127.8 μm olarak bulunmuştur (146). DCS sisteminin bu başarısından dolayı, Titanyum alt yapılarımız bu sistemle hazırlanmıştır. Alt yapıların ölçümü sonrasında marjinal aralık $121 \pm 38 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Klinik olarak yeterli olarak kabul edilebilen bu açıklık, Witkowski'nin 2006 yılında yaptığı araştırma ile desteklenmektedir (146).

1997 yılında yapılan bir çalışmada Sulaiman ve arkadaşları, In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya), IPS – Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ve Procera (Procera Sanvik, İsveç) porselenleri karşılaştırdı. IPS – Empress (63 μm)' in marjinal uyumu Procera (83 μm) ve In-Ceram (161 μm)'dan daha başarılı olduğu ortaya koymuştur (147). 2003 yılında Yeo, Yang, Lee'nin yaptıkları araştırmada 3 metal desteksiz porselenin (Celay In-Ceram, conventional In-Ceram ve IPS Empress 2) marjinal uyumu karşılaştırılmıştır (147). IPS – Empress2' nin marjinal açıklığının en az olduğu, Conventional In-Ceram ' in marjinal açıklığı en fazla olduğunu bildirilmişlerdir. 2005 yılında Bindl ve Mormann' in yaptıkları araştırmada metal desteksiz porselenlerin Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) sistemi ile konvansiyonel teknikleri karşılaştırmıştır (148). Procera ($136 \pm 68 \mu\text{m}$), Decim (Dentronic AB, Skelleftea, Sweden) ($81 \pm 30 \mu\text{m}$), Empress II ($105 \pm 53 \mu\text{m}$), DCS ($110 \pm 79 \mu\text{m}$) ve Cerec (Siemens, Almanya) ($114 \pm 58 \mu\text{m}$) olarak bulunmuştur. İki teknik arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. 1990 yılında yapılan iki çalışmada CEREC restorasyonlarının marjinal aralığının 100–150 μm , Procera sistemi (Nobel Biocare) restorasyonlarının 20 – 150 μm , DentiCAD (Bego) 1 – 49 μm , Digitizing Computer System (DCS Production) 0 – 260 μm olarak rapor edilmiştir (149,150). Bizim çalışmamızda kullandığımız Empress 2 alt yapılar ile abutmentın marjinal aralığı ortalama

120±26 µm olarak bulunmuştur. 2005 yılında Bindl, Mormann' in yaptıkları araştırma bizim çalışmamızı desteklemektedir (148).

Metal desteksiz porselenlerin klinik başarılarına rağmen, posterior bölgelerdeki yetersizlikleri ortaya çıkmıştır. Bunun üzerine özellikle posterior bölgelerde kullanılmak üzere, zirkonyum alt yapılar geliştirilmiştir. Günümüzde CAD/CAM sistemleri ile zirkonyum alt yapılar hazırlanabilmektedir. 2004 yılında yapılan bir araştırmada Suarez ve arkadaşları zirkonyum destekli porselenlerin 3 yıl süren hasta takibini gerçekleştirdi. 18 posterior zirkonyum porselenden sadece 1 tanesi kök kırığı nedeniyle kaybedilmiş, 17 tanesinde bir sorun gözlenmemiştir. Bu araştırma sonucunda zirkonyumun destekli restorasyonların, posterior bölgede metal destekli protezlere alternatif olabileceğini bildirmişlerdir (152).

Coli ve Karlsson, yaptıkları araştırmada sinterlenmiş zirkonyum bloklarının marjinal uyumunu araştırdı (153). Araştırma sonucunda marjinal açıklığın 0 – 115 µm arası değiştiğini, bununda klinik olarak yeterli olduğunu bildirmişlerdir. 2001 yılında Tinschert ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise DC – Zirkon esaslı alt yapısı olan porselenler araştırılmıştır (154). Bu araştırmada Precident DCS sistemi kullanılmış ve ölçümlerde marjinal açıklığın 60.5 – 74.0 µm arası olduğu ortaya konmuştur. Ayrıca bu araştırma ile Precident DCS sisteminin, klinik açıdan yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Bindl ve arkadaşlarının 2005 yılında 72 örnek üzerinde yaptıkları çalışmada, DC-Zirkon alt yapılarda 110± 79 µm'luk marjinal açıklık olduğunu bildirmişlerdir (148). DCS sisteminin klinik başarısından dolayı, zirkonyum alt yapılar DCS sistemi ile hazırlanmıştır. Alt yapılar ile abutment arasındaki marjinal aralık, ortalama 162±66 µm olarak bulunmuştur. Bu aralık klinik olarak kabul edilebilir bir aralıktır.

Klinik uygulamalarda hazırlanan alt yapıların, porselen uygulanması sonrasında uyum sorunları yaşanmıştır. Yapılan araştırmalar metal destekli ve metal desteksiz porselenlerin, alt yapısının porselen fırınlanması sırasındaki ısı karşısında deformasyonuna uğradıkları sonucunu ortaya koymuştur. 1993 yılında Gemalmaz ve Alkumru'nun yaptıkları araştırmada Pd-Cu-Ga alaşımları üzerinde çalışmışlardır (116). Bir grup örneğe sadece porselen fırınlama ısıları uygulanırken, diğer gruptaki örnekler alt yapıların üzerine porselen uygulanmıştır. Sonuçta iki grup arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir. Bu araştırma metal alt yapıda olan deformasyonun porselenin kontraksiyonundan kaynaklanmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda, bu araştırmanın sonucuna dayanılarak hazırlanan alt yapılara porselen uygulanması yerine fırınlanma ısıları uygulanmıştır. Böylece özellikle metal

desteksiz porselenlerde, marjinal bölgelere gelen porselenlerin oluşturabileceği ölçüm hataları engellenmek istenmiştir.

1997 yılında Nakamura ve Anusavice'nin yaptıkları araştırmada Pd-Cu-Ga alaşımı kullanılarak yapılan örneklerin ısı işleminden etkilendiği, ve marjinal kenarların daha uyumsuz bir hal aldığı bildirilmiştir (155). 2000 yılında Denis ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada; 3 farklı metal alt yapı kullanılarak porselen uygulanması sırasındaki deformasyonları incelenmiş ve elektroformed ve kıymetli metal alaşımlarının komposit alaşımlarının hepsinin ısı uygulanmasından etkilendiğini bildirmiştir (111). Isı sonrası; elektroformed (32 µm) ve kıymetli metal alaşımlarının (31 µm), komposit alaşımlarından (68 µm) daha başarılı olduğu sonucu rapor edilmiştir.

Çalışmamızda; porselen fırınlama işlemi sırasında uygulanan ısılar sonrasında, krom-kobalt alt yapılarda deformasyon gözlenmiştir. Isı öncesinde işaretlenen aynı noktalardan yapılan ölçümler sonucunda marjinal açıklığın ortalama 88 ± 27 µm olarak bulunmuştur. Daha önce yapılan araştırmalar klinik olarak kabul edilebilen bu sonucu desteklemektedir (111). Krom-Kobalt alaşımlarında ısıya bağlı deformasyon gözlenmesinin 2 önemli nedeni vardır. Krom 430°C 'de hekzagonal sıkı paketten (HSP), kübik yüzey merkezli (KYM) kafese dönüşür. Ayrıca Krom-Kobalt denge diagramında $820-950^{\circ}\text{C}$ 'de konfigürasyon dönüşümü görülmektedir. Porselen uygulanırken uygulanan ısılar bu nedenlerden dolayı deformasyona neden olmaktadır (160,161,162).

Çalışmamızda kullanılan titanyum alt yapılarımızda ısıya bağlı bir deformasyon gözlenmemiştir. Titanyum oda sıcaklığında HSP yapıdadır. Isıya maruz kaldığında 885°C 'de KHM' e dönüşür. Porselen uygulanırken maksimum 800°C 'de ısı maruz kalmaktadır. Bu yüzden ısı karşısında deformasyon gözlenmemektedir. Ayrıca DC-Titan bloğundan elde edilen alt yapılar; erime derecesi 1668°C olduğundan, porselen fırınlama işlemi sırasında uygulanan $400 - 800^{\circ}\text{C}$ 'de arasındaki ısılardan etkilenmemektedir. Çalışmamızda kullanılan zirkonyum alt yapılarımızda da ısıya bağlı deformasyon gözlenmemiştir. Yapılan ölçümlerde tam sinterlenmiş zirkonyum blokları 1000°C 'de %0,3 deformasyon özelliğine sahiptir. Porselen uygulanırken 959°C 'de ısı uygulandığından hazırlanan örneklerde deformasyon olmadığı sonucu ortaya konmuştur (160,161,162).

1997 yılında Steiner, Kelly ve Giuseppetti'nin bu konu üzerinde yaptıkları çalışmada porselen uygulaması sırasında ortaya çıkan deformasyonlar incelemiştir (156). IPS-Empress'in ısı karşısında deformasyonu ve porselenin kontraksiyonu arasındaki uyumsuzluklar çatlaklara neden olduğunu ortaya koymuştur. Araştırılan porselenler arasında; IPS-Empress dentin, Duceram, ve Will-Ceram en uygun üst yapılar olduğunu bildirmiştir. 2005 yılında yapılan bir çalışmada IPS-Empress2 kullanılarak yapılan çalışmada iki grup hazırlanmış; birinci gruba sadece fırınlama ısı, ikinci gruba porselen uygulaması yapılmıştır. Araştırma sonucunda 2 grupta da ısıya bağlı marjinal değişimler gözlenmiştir. Meydana gelen deformasyonun ikinci dentin fırınlaması sırasında ortaya çıktığı bildirilmiştir (163).

Bizim yaptığımız çalışmada kullanılan Empress 2 alt yapılarına; 1997 yılında Steiner, Kelly ve Giuseppetti'nin yaptıkları çalışmaya göre, en uygun olan porselen ısıları uygulanmıştır (156). Fırınlama işlemi öncesinde işaretlenen noktalar fırınlama işlemleri sonrasında tekrar ölçülmüştür. Ölçüm sonucunda IPS-Empress 2 alt yapıların deformasyona uğradığı gözlenmiştir. Fırınlama öncesi 119 µm olarak bulunan marjinal açıklığın; fırınlama sonrasında 56 µm olarak ölçülmüştür. Bu sonuç daha önce yapılan araştırmalarca desteklenmektedir. Empress 2 için özel olarak geliştirilmiş olan cam porselen materyali esas olarak feldspatik porselen olup lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir. Cam ile kristallerin farklı ısıl genişleme katsayılarından dolayı farklı gerilimler gözlenmektedir. Isı uygulanırken kristallerin cam partiküllerinin yüzeyinden merkezine doğru hareketi görülür. Soğuma esnasında ise; düşük ısıl genişleme katsayısına sahip cam yapı içinde yüzeysel sıkışma gerilimleri, yüksek ısıl genişleme katsayısına sahip lösit kristallerinde ise merkezden çevreye doğru gerilimler (radial stersler) gelişir. Bu nedenlerden dolayı Empress 2 örnekleri ısı karşısında deformasyona uğramaktadırlar (96,103,105).

Günümüze kadar yapılan bu çalışmalarda, restorasyon materyallerinin klinik başarıları farklı yöntemlerle ölçülmeye çalışılmıştır. Yaptığımız çalışmada geleneksel yöntemlerle hazırlanan metal alt yapılar ile CAD/CAM sistemleri ile DC-Titan ve DC-Zirkon bloklarından elde edilen alt yapılar, ısı ve basınç altında şekillendirilen Empress 2 alt yapılarının marjinal uyumları karşılaştırılmıştır.

Hazırlanan alt yapılar daha önce yapılan çalışmalar doğrultusunda 45 derecelik açılar oluşturacak şekilde 8 noktadan işaretlendikten sonra implant basamağı ile alt yapılar arasındaki boşluk mikroskop altında ölçüldü. Bu ölçüm sonucunda hazırlanan Empress 2 alt yapılarının; Krom-Kobalt, DC –Titan ve DC-Zirkon alt yapılardan daha az marjinal aralığa sahip olduğu ölçülmüştür.

Daha önce yapılan çalışmalar porselen alt yapılarında porselen fırınlama işlemi sırasında deformasyona uğradıklarını ortaya koymuştur. Marjinal uyumun bu deformasyondan etkilendiği ve hastaların uzun dönemde ağız sağlığını negatif yönde etkilediği için, porselen fırınlama işlemi sonrasında ki deformasyon miktarları çeşitli çalışmalarda ölçülmüştür.

Bu nedenle bizim hazırladığımız alt yapılara porselen fırınlama işlemi yapılmıştır. Daha önce 45 derecelik açılarla işaretlenen 8 noktadan tekrar ölçüm yapılmıştır. Empress 2 ve metal alt yapılar, daha önceki çalışmalarında ortaya koyduğu gibi deformasyona uğramış; kenar aralığı azalmıştır. En fazla deformasyon Empress 2 de gözlenmiştir. DC-Titan ve DC-Zirkon bloklarından elde edilen örneklerde bir deformasyon gözlenmemiştir.

Araştırma sonucunda ortaya çıkan ısıya bağlı değişimlerde, her ne kadar marjinal aralıkta bir azalma gözlene de; bu materyallerde istenilen porselen alt yapılarının ısı karşısında şekillerini koruyabilmesidir. Tek üye restorasyonlarda, bu şekil bozukluğu çok büyük sorunlara neden olmasa da; özellikle köprü şeklinde hazırlanan protezlerdeki deformasyon pasif – fit ‘i bozmakta, protezlerde uzun dönemde sorunlar çıkarmaktadır.

Sonuç olarak CAD/CAM sistemi ile hazırlanan DC-Titan ve DC- Zirkon sistemlerinin diğer sistemlere göre daha başarılı olması nedeniyle, klinik açıdan kullanımı tavsiye edilebilir.

6. SONUÇLAR

- Empress–2, Krom-Kobalt, DC-Zircon, DC-Titan materyallerinin Isı öncesi kenar ölçümü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,439$).
- Isı öncesi kenar aralığı ölçümlerinde; en düşük aralık Empress 2 (120 ± 26), en yüksek aralık DC-Zircon (162 ± 66) materyalinde ölçülmüştür.
- Isı sonrası kenar aralığı ölçümlerinde; en düşük aralık Empress 2 (56 ± 24), en yüksek aralık DC-Zircon (162 ± 66) materyalinde bulunmuştur.
- Empress–2, Krom-Kobalt, DC-Zircon, DC-Titan materyallerinin ısı sonrası kenar ölçümü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,0001$).
- Empress–2 materyali ısı sonrası ölçümleri DC-Zircon ve DC-Titan materyallerinden istatistiksel olarak düşük bulunmuş ($p<0,001$, $p<0,01$), diğer materyaller arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).
- Empress–2 alt yapıların ısı sonrası kenar aralığı ölçümleri (56 ± 24), ısı öncesi kenar aralığı ölçümlerinden (120 ± 26) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,005$).

- Krom-Kobalt alt yapıların ısı sonrası kenar aralığı ölçümleri (88 ± 27), ısı öncesi kenar aralığı ölçümlerinden (121 ± 39) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
- DC-Titan alt yapıların ısı sonrası kenar aralığı ölçümleri, ısı öncesi kenar aralığı ölçümleri ile aynı değerde bulunmuştur.
- DC-Zircon alt yapıların ısı sonrası kenar aralığı ölçümleri, ısı öncesi kenar aralığı ölçümleri ile aynı değerde bulunmuştur.

7. KAYNAKLAR

1. Glossary of implant terms, J Oral Implant 16:57–63, 1990.
2. Joblonsy, S. (ed) Illustrated dictionary of dentistry. Philadelphia 1982 WB Saunders.
3. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. 1st ed. Tokyo; Chicago: Quintessence Pub. Co. 1989.
4. Dahle E, Transplantation to osseointegration. A chronology of dental implants. Bull Hist Dent 38(2):19–24, 1990.
5. Anjard R, Mayan dental wonders. Oral Implant 9.423, 1981.
6. Misch C. , Dental Implant Prosthetic, 2005 p. 10–11.
7. Misch C. Dental Implant Prosthetics, 2005 p. 11–12.
8. Misch C. Dental Implant Prosthetics, 2005 p. 5.
9. Misch C. Dental Implant Prosthetics, 2005 p. 5–6.
10. Misch C. Dental Implant Prosthetics, 2005 p. 5.
11. Misch C. Dental Implant Prosthetics, 2005 p. 207.
12. Misch C. Dental Implant Prosthetics, 2005 p. 26.
13. Senih Çalıklıkoçaoğlu. Tam Protezler 1988 İstanbul.

14. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable protheses: a comparative pilot study. *Int J. Oral Maxillofac Implants* 6:413 – 7, 1991.
15. Jemt T, Three – dimensional distortion of gold – alloy castings and welded titanium frameworks: measurements of the precision of fit between completed implant protheses and the master cast in routine edentulous situations. *J. Oral Rehabil.* 22:557–564, 1995.
16. Jemt T, In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported protheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillfac Implants* 11:151 – 8, 1996.
17. Tan KB, The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? *Ann Acad Med Singapore* 1995.24: 138 – 57.
18. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 12 :167 – 78, 1999.
19. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 75 :314-24, 1996.
20. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 6.387 – 416, 1981.
21. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prothesis: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing;1985. p. 253–7.
22. Zarp GA, Jansson T. Laboratory procedures and protocol. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry. 1 st ed. Chicago: Quintessence; 1985. p. 117 -28.

23. Ramussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue – integrated prosthesis. *J Prosthet Dent* 1987;57: 198 – 204.
24. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 241–7.
25. Zarp GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: the prosthetic results. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 53 – 61.
26. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant – supported protheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold – alloy frameworks and master cast by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res.* 1995 ; 6 :172 -80.
27. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995 : 8 :511 – 6.
28. Riedy Sj, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997 ; 78 : 596 – 604.
29. Jemt T, Lekholm U. Measurement of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implant* 1998;9 :272 – 80.
30. Alvin G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000: 83: 323–31.
31. Chii-Chih H, A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993.69: 588–93.

32. Johnston JF, Philips RW, Swartz BS. A laboratory and clinical investigation of certain restorative and cementing materials. *J Prosthet Dent* 1955;5: 705 – 710.
33. Christensen GJ, Marginal fit of gold inlay casting. *J Prosthet Dent* 1966;16:297 – 305.
34. Gavelis JR, Morency JD, Riley Sozio RB. The effects of various finish line preparations of the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 138 – 145.
35. Demond HW. Explorer to evaluate nonvisible margins with an Explorer. *Oper Dent*. 1985 Winter;10(1):6–11.
36. Lofstrom LH, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent*. 1989 Jun;61(6):664–9.
37. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life spans and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc* 1970; 81: 1395 – 401.
38. Walton JN, Gardiner FM, Agar JR. A survey of crowns and fixed partial denture failures; length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986: 56 416–20.
39. Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion 1986 Sep;13(5):423–32.
40. Waerhaug J. Tissue reaction artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1953: 24: 172.
41. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. 1970;21(3):337–46.

42. Behrend DA. Crown margins and gingival health. *Ann R Australas Coll Dent Surg.* 1984 Oct;8:138–45.
43. Saltzberg DS, Ceravolo FJ, Holstein F, Groom G, Gottsgen R. Scanning electron microscope study of the junction between restoration and gingival cavosurface margins. *J Prosthet Dent* 1976; 36: 517 – 22.
44. Ramfjord SP. Periodontal aspects of restorative dentistry. *J Oral Rehabil.* 1974 Apr;1(2):107–26.
45. McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug 3;131(3):107–11.
46. Kashani HG, Khera SC, Gulker IA. The effects of bevel angulation on marginal integrity. 1981 Dec;103(6):882–5.
47. 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 Mar;89(3):250–5.
48. Jose A. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J. Prosthet Dent* 1993; 69: 503 – 9.
49. Herbst D. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J. Prosthet Dent* 200; 83: 555- 61.
50. 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 Fall;6(3):270–6.

51. 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 Mar-Apr;9(2):169–78.
52. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6):592–9.
53. Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstien. The accuracy of three implant techniques a three dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac implants* 1994; 9: 533 – 40.
54. Senih Çalikkocaoğlu (2000), *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler)*, İstanbul: Yeditepe Üniversitesi Yayını, sayı: 3.
55. Waskewcz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int. J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 405–11.
56. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont*. 1993 Jun;2(2):75–82.
57. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Mar-Apr;11(2):216–22.
58. Kohavi D. A combined impression technique for a partial implant- supported fixed – detachable restoration. *Quintessence Int* 1997; 28:177–181.
59. Henry PJ. An alternative method for the production of accurate casts and occlusal records in osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosthet Dent*. 1987 Dec;58(6):694–7.
60. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent*. 1993 Jun;69(6):588–93.

61. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Winter;6(4):448–55.
62. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Mar-Apr;11(2):216–22.
63. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1993 May;69(5):503–9.
64. Tautin FS. Impression making for osseointegrated dentures. *J Prosthet Dent*. 1985 Aug;54(2):250–1.
65. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I--Clinical procedures. *J Prosthet Dent*. 1991.
66. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990 Winter;5(4):331–6.
67. Schneider RL, Wee AG. Fabricating low-fusing metal casts for more accurate implant prosthodontics. *J Prosthodont*. 1996 Dec;5(4):301–3.
68. Finger IM, Guerra LR. Prosthetic considerations in reconstructive implantology. *Dent Clin North Am*. 1986 Jan;30(1):69–83. Review.
69. Moon PC, Eshleman JR, Douglas HB, Garrett SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses.
70. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JJ. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1990 Apr;63(4):444–7.
71. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992;12(2):112–21.

72. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1990 Dec;64(6):684–8.
73. Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun;71(6):589–91.
74. Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont.* 1993 Jul-Aug;6(4):377–83.
75. Yoshinari M, Derand T. Fracture Strength of All-Ceramic Crowns, *Int. J. Prosthodont.* 7: 329–338, 1994. 10.
76. Gökçe SH. In-Ceram Core (kor) Destekli Porselen Kronlarda Core Tasarımının Dayanıklılığa Etkisi, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1999.
77. Mc Lean JW. Evaluation of Dental Ceramics in the Twentieth Century, *J. Prosthet Dent.* 85: 61–66, 2001.
78. VVagner WC, Chu TM. Biaxial Flexural Strength and Indentation Fracture Toughness of Three New Dental Core Ceramics, *J. Prosthet. Dent.* 76:140–144, 1996.
79. Jones DW. Development of Dental Ceramics, *Dent. Clin. North Am.* 29(4): 621–645, 1985.
80. Mc LEAN, J.W. The Science and Art of Dental Ceramics, *Oper. Dent.* 16,149–156, 1991.
81. Haselton RD, Diaz-Arnold MA, Hillis LS. Clinical Assesment of High-Strenght All-Ceramic Crowns,*J. Prosthet. Dent.* 83.396–401, 2000.

82. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of Acid Etching on the Flexural Strength of a Feldspathic Porcelain and a Castable Glass Ceramic, *J. Prosthet Dent.* 70: 224-233 199.
83. Ferro KJ, Myers ML, Graser GN. Fracture Strength of Full-Contoured Ceramic Crowns and Porcelain-veneered Crowns of Ceramic Copings, *J. Prosthet Dent.* 71:462-467, 1994.
84. Chung K, Duh J. Properties of Glass-Ceramic Materials for Fixed Partial Denture Constructions, *J. Oral Rehabil.* 23, 590-598, 1996.
85. Hobo S, Iwata T. A New Laminate Veneer Technique Using a Castable Apatite Ceramic Materials. I. Theoretical Consideration, *Quintessence Int.* 16: 451-458, 1985.
86. Erçoban E. iki Farklı Kor Yapım Tekniğine Sahip In-Ceram ve IPS Empress Tam Porselen Sistemlerinin Farklı Dentin Kalınlıkları ve Farklı Fırınlama Sayılarına Gösterdikleri Renk Değişikliklerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1998.
87. Öktemer M, Taşer H. Kron ve Köprü Protezlerinde Modern Uygulamalar, Önder Matbaası, Ankara, 1982.
88. Öden A, Anderson M, Ondracek IK, Magnusson D. Five year Clinical Evaluation of Procera All-Ceram Crowns, *J. Prosthet. Dent.* 80: 450-456, 1998. 25.
89. Wall JG, Cipra DL. Alternative Crown Systems, *Dent. Clin. North Am.* 36: 765-782, 1992.
90. Messer PP, Piddock W, Lloyd CH. The Strength of Dental Ceramics, *J. Dent. Res.* 19: 51-55, 1991.
91. Burke FJT, Watts DC. Fracture Resistance of Teeth Restored With Dentin Bonded Crowns, *Quintessence Int.* 25:335-340, 1994.

92. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of Grinding, Polishing and Overglazing on the Flexure Strength of a High-Leucite Feldspathic Porcelain, *Int. J.Prostodont*, 9: 30–37, 1996.
93. Çuhadaroğlu İM. Metal Destekli Seramik Kronlar, Kron Köprü Protezi, 2. Baskı, A.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, Ankara, 1977
94. Yüksel G. Tekrarlanan Fırınlama işlemlerinin IPS Empress Sistem ile Hazırlanan Kronların Kenar Uyumuna Etkisi, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1996.
95. Alkumru HN, Kedici S, Porselen Jaket Kron Yapımında Yeni Bir Materyal ve Teknik; *Hi-Ceram, Oral Dergisi*, 5:20–24, 1988.
96. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri, *Atatürk Ün. Dişhekimliği Fak. Dergisi*,10(2): 79–88,2000.
97. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, VVozni-AK WT. Comparison of the Marginal Fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera Crowns, *Int.J.Prostodont*, 10: 478-84,1997.
98. Probster T, Diehl J. Slip-Casting Alumina Ceramics for Crown and Bridge Restorations, *Quintessence Int.* 23: 25-31 1992.
99. VVeltzler M. Ein Nicht alltäglicher Fall-Mit In-Ceram Gelöst (II), *Quintessenz Zahntechnik*, 23: 327–340,1997.
100. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals, Chapter 6: Esthetic Ceramic Restorative Materials and Techniques, Quintessence Pub. Co. Inc. Chicago, 1994.
101. Holand W, Schweigher M, Frank M, Rheinberger VA Comparison of the Microstructure and Properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress Glass-Ceramics, *J. Biomed Mater. Res* 53: 297–303, 2000.

102. Hornbrook DS, Culp L. Klinische Eigenschaften eines neuen Vollkeramik Systems, *J. Signature Int* 4: 11–17, 1999.
103. O'Brien WJ, Boenke KM, Groh CL. Evaluation of Some Properties of an Opaque Porcelain Fired Simultaneously with the Body Porcelain, *J. Prosthet Dent.* 72:414–419, 1994.
104. Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and Microstructure of IPS Empress 2 Glass-Ceramic After Different Treatments, *Int J Prosthodont*, 13: 468–472, 2000.
105. Cattel MJ, Clarke RL, Lynch EJ. R. The Transverse Strength, Reliability and Microstructural Features of Four Dental Ceramics Part I. *J. Dent.* 25: 399–407, 1997.
106. Holand W. Einführung einer Lithium Disilicat Glaskeramik: IPS Empress 2, *J. Signature Int*, 4: 1–3, 1999. IPS EMPRESS 2: Instructions for Use, Ivoclar Vivadent, Schaan, 1999, 44.
107. Beham G. Eine neue Keramik Technologie, *ZWR*, 100. Jahrg. 404–408, 1991.
108. Philips RW. Dental ceramics, *Science of dental materials*, 9. Edition, Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1991.
109. Magne P, Belser U. Esthetic Improvements and In Vitro Testing Of In-Ceram Alumina And Spinell Ceramic, *Int. J. Prosthodont*, 10: 459–466, 1997.
110. Christensen GJ. Why All Ceramic Crowns, *J. Am. Dent. Assoc*, 128: 1453–1455, 1997.
111. Petteno D. Comparison of marginal fit of 3 different Metal-Ceramic Systems. *Int. J. Prosthodont*, 13: 405–408, 2000.
112. Pascoe DF. Analysis of the geometry of finish lines for full crown restorations. *J Prosthet Dent* 1963;13:1160–1166.

113. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW. Jhonston's Modern Practice in Fixed Prosthodontics, ed 4. Philadelphia: Saunders, 1986:287.
114. Fusayama T, Ide K, Hosoda H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. J Prosthet Dent 1964;14:95–106.
115. Syu Z, Influence of Finish-line geometrey on the fit of crowns. Int. J Prosthet Dent 1993;6:25–30.
116. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal distortion of metal-ceramic restorations during the porcelain firing procedure. J Marmara Univ Dent Fac. 1993 Sep;1(4):285–9.
117. Byrne G. Influence of finish-line form on crown cementation. Int J Prosthodont. 1992 Mar-Apr;5(2):137–44.
118. Piemjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. Int J Prosthodont. 2001 Sep-Oct;14(5):412–6.
119. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. J Prosthet Dent. 1992 Jun;67(6):786–90.
120. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. Biomaterials. 1996 Oct;17(19):1891–5.
121. Faucher RR, Nicholls JI. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. J Prosthet Dent. 1980 Feb;43(2):149–55.
122. Shillingburg HT Jr, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. 1973. J Prosthet Dent. 2003 Jun;89(6):527–32.

123. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2006 Mar;95(3):237–42.
124. John Chai. Marginal fit of machinemilled titanium and cast titanium single crowns. *Int j Prosthodont* 1994; 7:440–447.
125. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater.* 1985 Oct;1(5):197–9.
126. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1995 Jan-Feb;8(1):29–37.
127. Boening KW, Walter MH, Reppel PD. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehabil.* 1992 May;19(3):281–7.
128. Byrne G, Goodacre CJ, Dykema RW, Moore BK. Casting accuracy of high-palladium alloys. *J Prosthet Dent.* 1986 Mar;55(3):297–301.
129. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent.* 1992 Apr;67(4):435–40.
130. Holmes JR, Pilcher ES, Rivers JA, Stewart RM. Marginal fit of electroformed ceramometal crowns. *J Prosthodont.* 1996 Jun;5(2):111–4.
131. Müller N, Pröschel P. Kronenrand und parodontale Reaktion. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 31–36.
132. Rogers OW. The dental application of electroformed pure gold. I. Porcelain jacket crown technique. *Aust Dent J.* 1979 Jun;24(3):163–70.

133. Rogers OW. The electroformed gold matrix inlay technique. *Aust Dent J.* 1970 Aug;15(4):316–23.
134. Setz J, Weber H, Frank G, Klaus G. [Galvano-ceramic crowns. Preparation and first experience] *Dent Labor (Munch).* 1988 Jan;36(1):71–4. German.
135. Schwickerath H. [Ceramic-metal crowns] *Quintessenz Zahntech.* 1988 Oct;14(10):1147–51. German.
136. Reinforced porcelain system. Concepts and techniques. *Dent Clin North Am.* 1985 Oct;29(4):805–18.
137. Shoher I. Vital tooth esthetics in Captek restorations. *Dent Clin North Am.* 1998 Oct;42(4):713–8.
138. Zappala C, Shoher I, Battaini P. Microstructural aspects of the Captek alloy for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Esthet Dent.* 1996;8(4):151-6.
139. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, ed. 1. St Louis: CV Mosby, 19:311.
140. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1980 Feb;77(2):121–32.
141. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent.* 1983 Jun;49(6):832–7.
142. Çoşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri Cumhuriyet dergisi. *Cilt 5;Sayı:2*, 2002.
143. ATSDR, “Toxicological Profile for Beryllium”, Eylül 2002.
144. EPA, “Toxicological Review of Beryllium and Compounds”, Nisan 1998.

145. EPA Chronic Toxicity Summary, "Beryllium and Beryllium Compounds", Aralık 2001.
146. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent.* Jul;96(1):47–52, 2006.
147. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2003 Nov;90(5):459-64.
148. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005 Jun;32(6):441-7.
149. Hahn R. [Experimental studies on the reproducible precision of fit of ceramic inlays]. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1990 Oct;45(10):653–6.
150. Rose D, Platzer U, Roth KK-F. Untersuchungen zur kompositfuge bei computererstellten Keramikinlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:677–679.
151. Reppel PD, Böning K, Walter M. Festsitzender Zahnersatz aus gefrästem/funkenerodiertem Titan. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;4: 756–758
152. Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004 Jan-Feb;17(1):35–8.
153. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.* 2004 Jan-Feb;17(1):59–64.
154. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.* 2001 Jul-Aug;26(4):367–74.

155. Nakamura Y, Anusavice KJ. Marginal distortion of thermally incompatible metal ceramic crowns with overextended margins. *Int J Prosthodont.* 1998 Jul-Aug;11(4):325–32.
156. Steiner PJ, Kelly JR, Giuseppetti AA. Compatibility of ceramic-ceramic systems for fixed prosthodontics. *Int J Prosthodont.* 1997 Jul-Aug;10(4):375–80.
157. Gravelis JR, Morency JD, Riley Sozio RB. The effects of various finish line preparations of the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 1981;45:138–145.
158. Hämmerle CHF, Mesaric W, Lang NP. Marginal fit of porcelain crowns with galvanized frames. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994;104:740–745.
159. Schlegel A, Besimo C, Guggenheim R, Düggelein M. In vitro-Untersuchung zur marginalen Passengenauigkeit von computergefrästen Titankronen (I) : Rasterelktronenmikroskopische Randspaltenanalyse. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991;101:1273–1278.
160. Black J, “Biological performance of materials”. *Fundamental of biocompatibility*, Macrel, Beckel 1999:119–127.
161. Jraig, R. G. , “ Restoratif dental materials” , Mosby. 1997:408–436.
162. Ratner, B. D. and at all ‘ Biomaterials Science ‘ Academic press 1996:308–319.
163. Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dent Mater.* 2005 Jun;21(6):557-64.