



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DEĞİŞİK YÖNTEMLERLE
HAZIRLANMIŞ METAL ALT YAPILAR İLE
ZİRKONYA ESASLI ALT YAPILARIN
FARKLI KENAR BİTİM ŞEKİLLERİNDEKİ
MARJİNAL UYUMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Sabit Melih ATEŞ

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

TRABZON- 2013



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DEĞİŞİK YÖNTEMLERLE
HAZIRLANMIŞ METAL ALT YAPILAR İLE
ZİRKONYA ESASLI ALT YAPILARIN
FARKLI KENAR BİTİM ŞEKİLLERİNDEKİ
MARJİNAL UYUMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Sabit Melih ATEŞ

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

TRABZON- 2013

ONAY

Bu tez Doktora Tezi Standartlara Uygun Bulunmuştur

Yrd. Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Sabit Melih ATEŞ'in hazırladığı "Değişik Yöntemlerle Hazırlanmış Metal Alt Yapılar ile Zirkonya Esaslı Alt Yapıların Farklı Kenar Bitim Şekillerindeki Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması" başlıklı tez KTÜ Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Doktora Sınavı Jüri Üyeleri

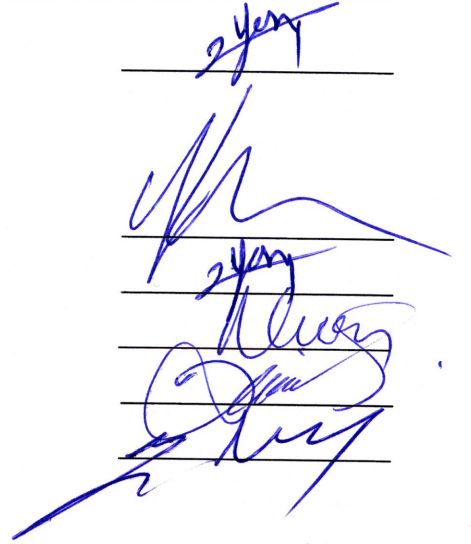
Prof. Dr. Yasemin ÖZKAN

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Doç. Dr. Tahsin YILDIRIM

Yrd. Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ



Tarih:22/01/2013

Bu tez KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/....../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Ahmet KALKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

22/01/2013

Sabit Melih ATEŞ

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, zaman ayıran, engin bilgi ve tecrübesini esirgemeyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ' a, doktora eğitimimdeki önemli katkılarından dolayı Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapmakta olan değerli hocalarıma, bölümümüzün kurulmasında büyük emeği geçen, doktora eğitimim süresince bana yakın ilgi gösteren ve desteğini her zaman hissettiğim Doç. Dr. Bora BAĞIŞ' a, tez çalışmamın marjinal aralık ölçüm aşamasında teknik destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Doç. Dr. Gençğa PÜRÇEK' e, laboratuvar işlemlerini büyük bir dikkat ve titizlikle gerçekleştiren AS Labor Diş Laboratuvarı sahibi Cemil SARAÇ ve laboratuvar çalışanı Ahmet SARIÇİÇEK' e, sevgisi, anlayışı ve sabrıyla tez çalışmamın tamamlanmasında beni yüreklendiren sevgili Eda PATAN' a ve hayatım boyunca benim için her türlü fedakarlığı gösteren canım annem, biricik babam ve sevgili ağabeyime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2010/142 proje numarası ile desteklenmiştir.

Arş. Gör. Dt. Sabit Melih ATEŞ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İç kapak Sayfası	
KABUL VE ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
SİMGELER, KISALTMALAR VE FORMÜLLER DİZİNİ	xi
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	4
4.1 Tarihçe	4
4.2 Dental Porselenler	5
4.2.1 Dental Porselenlerin Yapısı	5
4.2.2 Dental Porselenlerin Sınıflandırılması	7
4.3 Metal-Porselen Restorasyonlar	9
4.3.1 Metal-Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar	10
4.3.1.1 Soy ve Yarı-soy Metal Alaşımları	11
4.3.1.2 Ağırlıklı Olarak Baz (Soy Olmayan) Metal Alaşımları	12
4.4 Tam Porselen Restorasyonlar	12
4.4.1 Endikasyonları	13
4.4.2 Kontrendikasyonları	13
4.4.3 Avantajları	13
4.4.4 Dezavantajları	14
4.5 Zirkonyum	14
4.5.1 Yttrium Katyon Destekli Tetragonal Zirkonya Polikristali	17
4.5.2 Zirkonya ile Güçlendirilmiş Cam İnfiltrate Alumina	18
4.5.3 Magnezyum Katyon Destekli Kısmi Stabilize Zirkonyum	18
4.6 Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanımı	19

4.6.1 MAD-MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing) Sistemi	19
4.6.2 MAD-CAM (Manual Aided Design-Computer Aided Manufacturing) Sistemi	19
4.6.3 CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) Sistemi	19
4.6.3.1 CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları	20
4.6.3.2 CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları	21
4.6.3.3 CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	21
4.6.3.4 CAD-CAM ile Kullanılan Zirkonya Bloklar	21
4.6.3.5 Açık ve Kapalı CAD-CAM Sistemleri	23
4.6.3.6 CAD-CAM Sistemlerinde Üretim	23
4.7 Güncel CAD-CAM Seramik Sistemleri	28
4.7.1 Analog Sistemler	28
4.7.1.1 Zirkonzahn	28
4.7.1.2 Celay	28
4.7.1.3 Ceramill	29
4.7.2 Dijital Sistemler	29
4.7.2.1 Cerec Sistem	29
4.7.2.2 Cercon Sistem	31
4.7.2.3 Procera Sistem	31
4.7.2.4 Lava	32
4.7.2.5 Kavo Everest Sistemi	33
4.7.2.6 Katana Sistemi	33
4.7.2.7 DC-Zirkon Sistemi	34
4.8 Marjinal Uyum	34
4.8.1 Marjinal Uyumu Etkileyen Faktörler	36
4.8.1.1 Kuron Preparasyonu	36
4.8.1.2 Künt Basamaklı Marjin	37
4.8.1.3 Oluk Biçimli Marjin	38
4.8.1.4 Bıçak Sırtı Marjin	38

4.8.1.5 Ölçü	40
4.8.1.6 Restorasyonların Yapımında Kullanılan Materyaller	40
4.8.1.7 Simantasyon	40
4.8.2 Marjinal Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler	40
4.8.2.1 Direkt Yöntem	40
4.8.2.2 Kesit Alma Yöntemi	41
4.8.2.3 Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler	41
4.8.2.4 Rezin Replika Yöntemi	41
4.8.2.5 Siman Aralığı - Silikon Replika Yöntemi	42
5. GEREÇ VE YÖNTEM	43
5.1 Ana Modelin Hazırlanması	43
5.2 Konvansiyonel Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapıların Hazırlanması	45
5.3 Freze Tekniği ile Üretilen Co-Cr Metal Alt Yapıların Hazırlanması	49
5.4 Direkt Lazer Metal Sinterizasyonu (DLMS) Yoluyla Elde Edilen Co-Cr Metal Alt Yapıların Hazırlanması	50
5.5 Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması	51
5.6 Lava Örneklerin Hazırlanması	52
5.7 DC-Zirkon Örneklerin Hazırlanması	54
5.8 Marjinal Uyum Ölçümleri	55
5.9 Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	57
6. BULGULAR	58
7. TARTIŞMA	64
8. SONUÇ VE ÖNERİLER	76
9. KAYNAKLAR	77
10. ÖZGEÇMİŞ	94

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar	10
Tablo 2. Y-TZP'nin özellikleri	17
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller	43
Tablo 4. Marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalama, medyan, minimum, maksimum, standart sapma değerleri ve Kruskal Wallis H Testi sonuçları	58
Tablo 5. Marjinal aralık ölçüm değerlerinin iki farklı bitim şeklindeki ortalama, medyan, minimum, maksimum, standart sapma değerleri ve Mann-Whitney U Testi sonuçları	60

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Seramiğin bileşimi	5
Şekil 2. Cam fazın iki boyutlu yapısı	6
Şekil 3. Lösitin üç boyutlu yapısı	6
Şekil 4. Y-TZP'nin dönüşüm sertleşmesi	16
Şekil 5. SLS Tekniği	27
Şekil 6. Marjinal uyum kavramları	35
Şekil 7. Metal güdüklerin kesitsel görünümü	44
Şekil 8. Ölçüm düzeneğinin kesitsel görünümü	57
Şekil 9. Materyal gruplarına göre marjinal aralık ölçüm değerlerinin dağılımı	60
Şekil 10. Alt yapıların iki farklı bitim şeklindeki marjinal aralık ölçüm değerlerinin dağılımı	61

SİMGELER, KISALTMALAR VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

ADA	Amerikan Diş Hekimliği Birliği
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar yardımı ile tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar yardımı ile üretim)
CNC	Computer Numeric Controlled (Bilgisayar Sayısal Kontrolü)
DLMS	Direkt Lazer Metal Sinterizasyonu
HIP	Hot Isostatic Pressing (Sıcak İsostatik Presleme)
Mg-PSZ	Magnezyum Parsiyel Stabilize Zirkonyum
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonyum
SEM	Scanning Electron Microscope
SLA	Stereolitografi
SLM	Selective Laser Melting (Seçici Lazer Eritme)
SLS	Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)
3Y-TZP	%3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali
ZTA	Zirconia Toughened Alumina (Zirkonyum ile güçlendirilmiş alumina)
Y-TZP	Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali

Simgeler

Ag	Gümüş
Au	Altın
cm³	Santimetreküp
Cu	Bakır
Co	Kobalt
Cr	Krom
°C	Santigrat Derece
dk	Dakika
g	Gram

GPa	Gigapaskal
Hf	Hafnium
HV	Vickers Sertlik Birimi
K	Kelvin
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal (N/mm^2)
n	Örnek sayısı
Ni	Nikel
Pt	Platin
p	Anlamlılık
Pd	Palladyum
Si	Silisyum
Ss	Standart Sapma
Ti	Titanyum
μm	Mikrometre (10^{-6} m)
Wm K^{-1}	Termal İletkenlik Katsayısı
Zr	Zirkonyum
Formüller	
Al_2O_3	Aluminyum Oksit
$\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	Kaolin
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO	Seryum Oksit
$\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$	Potasyum Aluminyum Silikat (Feldspar)
MgO	Magnezyum Oksit
SiO_2	Silisyum Oksit (Kuartz)
Y_2O_3	Yttrium Oksit
ZrO_2	Zirkonyum Dioksit
ZrSiO_4	Zirkonyum Silikat

ÖZET

Değişik Yöntemlerle Hazırlanmış Metal Alt Yapılar ile Zirkonya Esaslı Alt Yapıların Farklı Kenar Bitim Şekillerindeki Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması

Değişik yöntemlerle hazırlanan metal ve zirkonyum alt yapıların farklı kenar bitim şekillerindeki marjinal uyumlarını *in vitro* olarak değerlendirmek amacıyla yapılan bu çalışmada, prepare edilmiş dişi temsilen 6 mm kuron boyu ve 3 derecelik aksiyel açıda olacak şekilde 10 adet shoulder, 10 adet de chamfer bitim hattına sahip toplam 20 adet metal güdük hazırlanmıştır. Her bir grup güdük, ark şeklindeki mum bloklara gömülmüş daha sonra silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçüleri alınarak 120 adet model elde edilmiştir. Güdükler her bir grupta 20 örnek (10 shoulder, 10 chamfer basamaklı) olacak şekilde 6 gruba ayrılmıştır. 1. Grup konvansiyonel döküm işlemi ile elde edilen Co-Cr, 2. Grup freze ile hazırlanan Co-Cr, 3. Grup direkt lazer metal sinterizasyonu (DLMS) ile hazırlanan Co-Cr, 4. Grup Y-TZP bloklardan manuel dizayn ile hazırlanan Zirkonzahn, 5. Grup presinterize Y-TZP bloklardan CAD-CAM ile hazırlanan Lava, 6. Grup ise sinterize Y-TZP bloklardan CAD-CAM ile hazırlanan DC-Zirkon örneklerden oluşmuştur. Alt yapıların marjinal uyum değerlendirmeleri stereomikroskop ile yapılmış bu görüntülerinden elde edilen marjinal aralık ölçüm değerleri, Mann Whitney U ve Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H Testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Araştırma sonuçlarına göre; marjinal aralık açısından her iki basamak tipinde de en düşük değer Lava grubundaki, en yüksek değer ise Zirkonzahn grubundaki örneklerde saptanmıştır. Tüm grupların marjinal aralık ölçüm değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: Bitim Şekli, CAD-CAM, Marjinal Uyum, Metal Alt Yapılar, Zirkonyum Alt Yapılar

SUMMARY

Comparison of The Marginal Discrepancy of Metal and Zirconia Frameworks Produced From Various Methods On Different Finish Line Configurations

The aim of this study was to evaluate the marginal adaptation of metal and zirconium frameworks on different finish line configuration produced from various manufacturing methods using 20 stainless steel dies 10 with shoulder and 10 with chamfer finish line including 6 mm crown height and 3 degree axial angle simulating the prepared tooth. After embedding the each group of die into the arc-shaped wax blocks, impressions were made using silicon based impression material and 120 models were prepared subsequently. The dies were divided into six groups each having 20 samples (10 with shoulder, 10 with chamfer finish line). Group 1 consisted of Co-Cr produced by conventional casting procedure, group 2 of Co-Cr prepared by metal milling, group 3 of Co-Cr prepared by direct laser metal sinterization (DLMS), group 4 of Zirkonzahn prepared from Y-TZP blocks using manuel designs, group 5 of Lava Zirconia produced from presinterized Y-TZP blocks using CAD-CAM and group 6 of DC-Zirkon prepared from fully sinterized Y-TZP blocks using CAD-CAM. Stereomicroscope were used to evaluate the marginal adaptation of frameworks and marginal gap values obtained from the images were analyzed using Mann Whitney U Test and Kruskal Wallis H Test with Bonferroni correction.

According to the results, in both finish lines, the lowest value of marginal gap was identified in the samples from the Lava group and the highest value was identified in those from Zirkonzahn. Marginal gap values of all groups were found to be within clinically acceptable limits.

Key Words: Finish Line, CAD-CAM, Marginal Adaptation, Different Metal Frameworks, Zirconium Frameworks

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliği pratiğinde önemli bir yere sahip olan porselenin, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı olan dayanıksızlığı metal alt yapı ile desteklenmesini gerekli kılmış ve metal-porselen sistemler sabit protetik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte metal alt yapıli restorasyonların, ışık geçirgenliğini engellemesi, metal-iyon renklenmesine, korozyona, restorasyonlarda ayrı bir kalınlığa ve bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara sebep olması bu materyallerin yerine kullanılabilecek yeni materyallerin araştırılmasına yol açmıştır (1). Böylece estetik açıdan daha üstün olan metal desteksiz porselenlerin kullanımı gündeme gelmiştir. Metal porselen sistemlerde olduğu gibi tam porselen sistemler de, güçlü bir alt yapı ile desteklenerek kuvvetlere karşı dayanıklı hale getirilmeye çalışılmıştır. Tam porselen restorasyonların kullanımının yaygınlaşması bu sistemlerin özelliklerini etkileyen faktörlerin bilinmesi gerekliliğini doğurmuştur. Sabit bir restorasyonun uzun süre başarılı olabilmesi için; mekanik özelliklerinin yeterli olmasının yanı sıra, marjinal uyumunun da iyi olması gerekmektedir. Yetersiz marjinal adaptasyon, yapıştırıcı ajanın zamanla çözünmesine, mikrosızıntıya ve bölgenin plak retansiyonuna elverişli hale gelmesine sebep olmaktadır (2). Restorasyonların marjinal uyumu; diş kesimi, ölçü veya simantasyon gibi klinik işlemlerden etkilendiği gibi kullanılan materyallerden veya üretim tekniklerinden de etkilenebilmektedir. Son yıllarda tam porselen ve metal alt yapıların üretiminde bilgisayar destekli dizayn - bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemleri yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntemle, çiğneme kuvvetlerine dayanımı diğer tam porselen yapımlarından daha üstün, marjinal uyumu çok daha iyi olan kuron ve köprüler yapılabilmektedir (3,4).

Bu çalışmanın amacı, değişik yöntemlerle hazırlanan metal ve zirkonyum alt yapıların farklı kenar bitim şekillerindeki marjinal uyumlarını karşılaştırmaktır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1 Tarihçe

Porselenin ilk örnekleri bin yıl kadar eski ise de dental materyal olarak kullanımı 1700’lü yıllara dayanır. Fırınlanması yoluyla diş protezlerinin yapılması fikri ilk kez 1774 yılında Fransız Eczacı Alexis Duchateau tarafından ortaya atılmıştır. Platin bir pin içeren ve bu şekilde metal alt yapılara bağlanabilen tek tek porselen dişler, Fonzi adlı İtalyan asıllı diş hekimi tarafından ilk olarak 1808 yılında Paris’te yapılmış, ancak opasite ve kırılmalık gibi özelliklerinden dolayı pek tatmin edici bulunmamışlardır (5-7).

Murphy isimli araştırmacının 1837 yılında platin folyo tekniğini kullanarak yaptığı inleyler, kişiye özel olarak üretilen ilk porselen restorasyonlardır (5). Charles H. Land tarafından 1889 yılında porselen dolguların uyumunun daha iyi olmasını sağlayan ve preparasyon üzerine direkt uygulanabilen platin folyo tekniği ortaya atılmıştır (8). Porselen veneerlerin yapımında kullanılan platin folyo tekniği 1903 yılında Land tarafından tekrar tarif edilmiş, 1937 yılında ise Pincus tarafından yeniden tanımlanmıştır (5,9).

Porselenin döküm alaşımlar üzerinde fırınlanması ile üretilen günümüzde de halen geçerliliğini koruyan metal-porselen restorasyonlar, Weinstein isimli araştırmacı tarafından 1962 yılında geliştirilmiştir (6).

Değişik renk özelliklerine sahip üst yapı porseleni uygulanabilen çatlak ilerlemesini önlemek için alüminyum kor yapıyla güçlendirilmiş olan porselen jaket kuronları Mc Lean ve Hughes 1965 yılında üretmişlerdir. Bu şekilde hazırlanan porselen kuronların kırılma direnci artırılarak daha dayanıklı restorasyonlar elde edilmiş, alüminos korların opak beyaz görünümü feldspatik porselenle maskelenmiş ve estetik özellikleri geliştirilmiştir (5,10).

Tam porselen sistemlerin gelişimi 1984 yılında Aldair ve Grossman tarafından dökülebilir cam seramiklerin tanıtılmasıyla başlamış, 1990’lı yılların başlarında preslenebilir cam seramikler kullanıma sunulmuştur (5).

Francois Duret 1971 yılında dental restorasyonların CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) tekniği ile üretilmesi fikrini ortaya atmıştır (5). CAD-CAM sistemleri için holografiye dayanan optik ölçü alma tekniği, 1973 yılında Altschuler tarafından kullanılmıştır. Mörmann ve Brandestini 1980 yılında porselen

restorasyonların üretimi için klinikte kullanılabilen CAD-CAM sistemlerini geliştirmişlerdir. Günümüzde kullanılan CAD-CAM sistemlerine benzer sistemler Kimura, Watanabe ve Shomura tarafından 1988 yılında tanıtılmıştır (5,6,11).

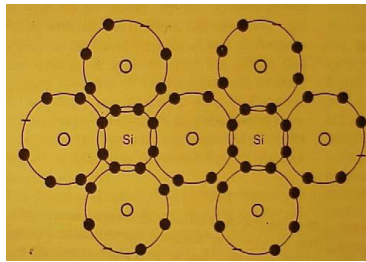
Tam porselen restorasyonların üretiminde kullanılan bazı yeni sistemler 20. yüzyılın sonlarında ortaya atılmıştır. Bu sistemlerden biri kayıp mum tekniği ile hazırlandıktan sonra ısıtılarak camlaşma dönüşümü gerçekleşen dökülebilir cam seramiklerdir. Bu yöntem, kullanımının zor olması ve kırık oranının yüksek olmasından dolayı fazla kullanılmamıştır. Slip-casting, ısı-basınç ve CAD-CAM yoluyla üretilen porselen restorasyonlar ise son yıllarda kullanılan en güncel sistemlerdir (5,12).

Teknolojinin hızla ilerlemesi ile birlikte diş hekimliği pratiğinde, her geçen gün yeni gelişmeler kaydedilmektedir. Metal-porselen restorasyonlar 1970 ve 1980'li yıllarda klinisyenlerin ilk tercihi olurken, son yıllarda hastaların daha fazla estetik beklenti içerisine girmeleri hızlı bir ilerlemeye sebep olmuş ve seramik teknolojisi bu alanda kullanılan diğer malzemelere oranla çok daha büyük bir gelişme göstermiştir (12).

4.2 Dental Porselenler

4.2.1 Dental Porselenlerin Yapısı

Seramik; inorganik materyallerin istenilen özelliklere ulaşabilmesi için yüksek ısılarda fırınlanması ile elde edilen ürün olarak tanımlanmaktadır. Bu yapıda, metal olmayan oksijen elementi matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silisyum (Si) gibi yarı metal atomlar ise oksijen atomları arasında yer alır (Şekil 1).

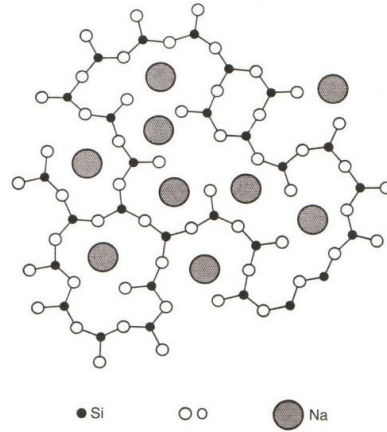


Şekil 1. Seramiğin bileşimi

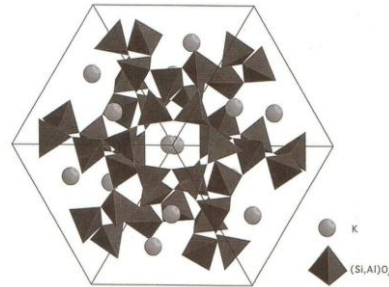
Seramiklerde hem iyonik hem de kovalent bağlar bulunmaktadır. Bu bağlar, seramiklerin stabilite ve sertlik, kimyasal ve termik etkilere direnç, yüksek elastiklik modülü gibi olumlu özelliklerini sağlamaktadır. Bağların yapısı seramiklerin kırılabilirliğini de etkilemektedir (13).

Dental porselen ise; kaolin, quartz ve feldsparın belirli bir kompozisyonda karıştırılarak yüksek ısılarda fırınlanması ile elde edilen materyal olarak tanımlanmaktadır. Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya parlaklık (luminisans) özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir. Porselenin kompozisyonunu oluşturan maddelerin doğru seçimi, oranlanması ve fırınlama işleminin kontrolü yapının kalitesini etkilemektedir. Bileşim açısından bakıldığında diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde kaolin oranı oldukça düşüktür (12,14).

Dental porselenlerin temel materyallerinden biri olan feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$) gri-pembe arası bir renge sahip kristalin yapıda ve opaktır. Bileşimde ortalama %70-80 oranında bulunur. Birleştirici görevi görür. Isıtıldığı zaman yaklaşık $1290^{\circ}C$ 'de erir ve porselene saydamlık veren camsı bir yapı halini alır. Isıtılan feldspar amorf yapıdaki cam faz ve kristalin fazı oluşturmak üzere ayrıştırılır. Bu işlem sonucunda oluşan tetragonal kristalin yapı lösit ($KAlSi_2O_6$) olarak adlandırılır (Şekil 2-3) (12).



Şekil 2. Cam fazın iki boyutlu yapısı



Şekil 3. Lösitin üç boyutlu yapısı

Lösit porselenin dayanıklılığına katkıda bulunur ve ısısal genleşme katsayısını kontrol eder. Cam faz ise cam yapıların sergilediği kırılma, translusentlik ve sıvı formda yüksek yüzey enerjisi gibi özelliklerin oluşmasını sağlar. Yapıdaki cam fazın

artması çatlak ilerlemesine karşı oluşan direnci azaltırken translusent özellikleri geliştirir. Kristalin fazın miktarı, dental porselenlerin mekanik ve optik özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynar (12).

Dental porselenlerin üretilmesi sırasında lōsit ve cam fazdan oluşan karışım su içinde hızla soğutularak küçük parçalara ayrıştırılır. Parçalanmış büyük kütle daha sonra istenilen partikül büyüklüğünde olacak şekilde öğütölür. Bu işlem sonucu oluşan ürüne frit adı verilir. Bu aşamada doğal dişleri taklit edebilmesi ve seramik restorasyonlarda kullanılacak renklerin oluşturulabilmesi için titanyum oksit, demir oksit, kobalt oksit, krom oksit gibi çeşitli metal oksitler yapıya ilave edilir. Ayrıca titanyum ve zirkonyum oksit gibi maddeler de opaker madde olarak katılabilir. Daha sonra elde edilen bu toz, likitle karıştırılarak restorasyon modele edilir. Modele edilen porselen yüksek sıcaklıklarda vakum altında fırınlanır ve partiküller eriyerek birbirleriyle kaynaşır. Bu işleme sinterizasyon adı verilir. Sinterizasyon işleminden sonra dayanıklı porselen kütlesi elde edilmiş olur (12).

Dental porselenlerin yapısında bulunan başka bir materyal, çok ince gren büyüklünde olan saf kuartz (SiO_2) kristalleridir. Kuartz yapıda %25-30 oranında bulunur. Porselendeki diğer maddeleri bir arada tutar, pişirme esnasında serbest duran restorasyonun şeklini korumasını sağlar. Materyale şeffaf bir görünüm verir.

Hidrate alüminasilikat olan kil ise, kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) formu ile yapıda %0-3 oranında bulunur. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir hal alır, diğer maddeleri bir arada tutar, porselenin işlenebilirliğini arttırır. Erime derecesi yüksek (1750°C) olduğundan porselenin erime derecesini yükseltir (12,15).

4.2.2 Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Günümüzde dental porselenleri birkaç şekilde sınıflandırabilmek mümkündür. En çok kullanılan sınıflandırmalardan biri porselenlerin fırınlama derecelerine göre yapılan sınıflandırmadır. Bu sınıflandırmaya göre dental porselenler dört gruba ayrılmaktadır;

1. Yüksek ısı porselenleri: 1300°C 'nin üzerindeki sıcaklıklarda fırınlanır,
2. Orta ısı porselenleri: 1101°C ile 1300°C arasındaki sıcaklıklarda fırınlanır,
3. Düşük ısı porselenleri: 870°C ile 1100°C arasındaki sıcaklıklarda fırınlanır,
4. Çok düşük ısı porselenleri: 870°C altındaki sıcaklıklarda fırınlanır.

Bu gruplardaki porselenlerin ana bileşenleri aynıdır, ancak yapılarındaki eritici maddelerin miktarına bağlı olarak erime dereceleri farklılık göstermektedir. Yüksek ısı

ve orta ısı porselenleri genellikle tam ve bölümlü protezlerde kullanılan hazır porselen dişlerin, nadiren porselen jaket kuronların, düşük ısı ve çok düşük ısı porselenleri ise kuron, köprü protezlerinin yapımında kullanılmaktadır. Ayrıca glaze tozları ve değişik makyaj materyalleri de düşük ısı ve çok düşük ısı porselenleri grubunda yer almaktadırlar. Titanyum ve alaşımları ile yapılan sabit protezlerde de çok düşük ısı porselenleri kullanılmaktadır (16,17).

Dental porselenler yapım tekniklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir (11,18);

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar

- Döküm ya da CAD-CAM sistemleri ile yapılan metal alt yapı üzerinde bitirilen dental porselenler

- Metal folyo üzerinde bitirilen dental porselenler (Galvano Kuronlar)

2. Tam porselen restorasyonlar

- Geleneksel toz/likit karışımı ile yapılan porselenler

- Dökülebilir porselenler

- Frezeleme ile üretilen porselenler

- İnfiltrasyon porselenler

O'Brien (2002) tam porselen sistemleri içeriklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırmıştır (19);

1. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri

- Alumina

- Magnesia

- Spinel enjekte döküm

- Zirkonya

2. Feldspar

- Yüksek lösit içerikli

- Düşük lösit içerikli

3. Döküm-pres cam seramikler

- Lösit içerikli

- Lityum disilikat içerikli

- Mika içerikli

Yüksek dirençli seramik kor materyallerinin kimyasal yapılarına göre tam porselen sistemler üç ana gruba ayrılabilir (20);

1. Cam seramikler

a. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

b. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

c. Feldspatik seramikler

2. Alumina esaslı seramikler

3. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği ile üretilen seramikler (CAD-CAM)

4.3 Metal-Porselen Restorasyonlar

Metal destekli porselen restorasyonlar döküm metalin dayanıklılığı ve kolay işlenme özelliği ile porselenin estetik özelliklerini birleştiren restorasyonlardır. Bu restorasyonlar, 1960'lı yılların başından itibaren kullanılmaya başlanmış olup mekanik özellikleri, tatmin edici estetik sonuçları, klinik olarak kabul edilebilir marjinal ve internal adaptasyonları ile günümüzde de tedavi alternatifleri arasında yer almaktadırlar. Konvansiyonel döküm işlemlerinin kolay ve uyumlu olması, özellikle kıymetli alaşımlardan yapılan metal destekli porselen restorasyonlara karşı alerjik reaksiyonların nadiren gözlenmesi daha yaygın olarak kullanılmalarına neden olmuştur (21). Metal destekli porselen restorasyonların metal alt yapılarının üretiminde aşağıda belirtilen dört farklı metot kullanılmaktadır;

- Altın veya diğer metallerin duplike edilmiş güdük üzerine elektrodepozisyonu,
- Güdük üzerine metal folyonun tepilmesi ve fırınlanması,
- Metal ingotlardan CAD-CAM yoluyla,
- Saf metal ve alaşımların kayıp mum tekniği kullanılarak dökümü (16).

Metal alt yapıların kayıp mum tekniği kullanılarak döküm işlemiyle hazırlanması birçok hassas basamağı içerdiğinden restorasyonların son şekli bu işlemlerin hassasiyetine bağlıdır (21). Döküm tekniği ile karşılaştırıldığında CAD-CAM sistemlerinin kullanımının üretim aşamalarını daha basit bir hale dönüştürerek zaman ve maliyet avantajı sağladığı görülmektedir (22,23).

Metal alt yapı elde edildikten sonra ön ısıtma işlemine tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Bu işlem metal-porselen bağlantısının oluşumu için önemli bir basamaktır. Daha sonra metalin rengini maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum

oksit ve kalay oksit gibi oksitler içeren opak porselen uygulanır. Opak porselen üzerine uygulanan ana tabaka dentin porseleni olarak bilinir. Son olarak bu yapı üzerinde, translusent özellikteki porselen şekillendirilerek fırınlanır ve restorasyon bitirilir (19).

Son yıllarda hastaların estetik beklentilerinin ve doğal görünümlü restorasyonlara olan ilgilerinin artması mekanik özellikleri arttırılmış tam porselen sistemlerin geliştirilmesine sebep olmuştur. Metal alt yapı nedeniyle ışık geçirgenliği azalan metal destekli porselen restorasyonlar estetik açıdan karşılaştırıldığında tam porselen restorasyonlardan daha başarısız bulunsa da, tam porselen kuronların marjinal uyumları konusunda halen tereddütler vardır. Marjinal uyumsuzluk genellikle porselenin, alt yapı ile yeterince desteklenememesinden kaynaklanmaktadır (24,25).

4.3.1 Metal-Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar

Günümüzde metal destekli porselen restorasyonlar için geliştirilmiş değişik alaşımlar bulunmaktadır. Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA), 1984 yılında döküm alaşımlarını yüksek değerli (soy), değerli (yarı-soy) ve ağırlıklı olarak baz (soy olmayan) metal alaşımları olmak üzere üç ana gruba ayırmıştır. Yüksek değerli alaşımlar; ağırlık olarak en az %40'ı altın olmak üzere %60 oranında, değerli alaşımlar; ağırlık olarak en az %25, baz metal alaşımları ise; %25'in altında değerli metal içeriğine sahiptirler (12). Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar Tablo 1'de gösterilmiştir.

Tablo 1. Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımlar

Yüksek değerli (soy) metal	Değerli (yarı-soy) metal	Ağırlıklı olarak baz (soy olmayan) metal
Altın-platin-palladyum	Palladyum-gümüş	Nikel-krom
Altın-palladyum-gümüş	Palladyum-bakır	Nikel-krom-berilyum
Altın-palladyum		Kobalt-krom
		Titanyum ve titanyum alaşımları

Metal-porselen sistemlerde kullanılan alaşımlarda aranılan özellikler;

- Alaşımın erime ısısı porselenden yüksek olmalıdır,
- Metal alaşımının yüzeyinde porselenle bağlantıyı sağlayan oksit tabakası oluşabilmelidir,
- Metal yüzeyi yeterli pürüzlülüğe sahip olmalıdır,

- Pişirme işlemleri sırasında porselenin çatlamasını önlemek için alaşımın termal genleşme katsayısı porselenden fazla olmalıdır,
- Özellikle posterior bölgedeki krun ve köprü protezlerinde kullanılan alaşımlar, yeterli sertlik ve dayanıklılığa sahip olmalıdır,
- Alaşımın bükülme direnci yeterli olmalı ve metal alt yapı, porselenin fırınlama aşamalarında distorsiyona uğramamalıdır,
- Metal alt yapının net bir şekilde dökülebilmesi için alaşımın geniş bir erime sıcaklığı aralığına sahip olması gerekmektedir (12).

4.3.1.1 Soy ve Yarı-soy Metal Alaşımları

Altın-Platin-Palladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları: Yüksek oranda altın (%84-86), erime derecesinin yükselmesi için platin (%4-10) ve palladyum (%5-7), metal-porselen bağlantısını meydana getiren metal oksitlerin oluşması için az miktarda indiyum, kalay ve demir gibi elementler içeren bu alaşımlar, korozyona karşı oldukça dirençlidirler. Döküm işlemlerinin kolay olmasına karşın, maliyetleri oldukça yüksektir. Sarı renkte olduklarından porselen restorasyonların estetiğinde sorunlar oluşabilmektedir (12).

Altın-Palladyum (Au-Pd) Alaşımları: Bu alaşımlarda altın içeriği azaltılmış, palladyum içeriği arttırılmıştır. Porselen bağlantısı için indiyum, dökülebilirlik için rutenyum ilave edilmiştir. Alaşım beyaz renktedir. Bu alaşımlarda da alt yapıların renginin maskelenmesi sorun yaratabilmektedir. Au-Pt-Pd alaşımlarından daha serttirler ve döküm sıcaklıkları daha yüksektir (12).

Altın-Palladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları: Au-Pd alaşımlarından daha az palladyum içerirler, bu alaşımlarda Ag oranı daha fazladır. Alaşımın yapısında porselen bağlantısı için indiyum, dökülebilirlik için rutenyum bulunur. Özellikleri bakımından altın-palladyum alaşımları ile benzerlik gösterirler (12).

Palladyum-Gümüş Alaşımları: Altın içermeyen yüksek oranda gümüş içeren alaşımlardır. Porselen bağlantısı için indiyum ve kalay, dökülebilirlik için rutenyum bileşime ilave edilmiştir. Bu alaşımların özelliklerinin altın-palladyum alaşımları ile benzerlik göstermesine karşın yoğunlukları daha azdır (12).

Palladyum-Bakır (Pd-Cu) Alaşımları: Yüksek oranda palladyum (%74-79) ve %10-15 oranında bakır içerirler. Ayrıca bileşime porselen bağlantısı için indiyum, döküm sıcaklığının kontrolü için galyum ilave edilmiştir. Bu alaşımlar beyaz renktedir. Yüksek dayanıklılık ve sertlik göstermelerine karşın bükülme dirençleri düşüktür (12).

4.3.1.2 Ağırlıklı Olarak Baz (Soy Olmayan) Metal Alaşımları

Nikel-Krom Alaşımları: Nikel-krom alaşımları %60-80 nikel, %10-27 krom ve %2-14 molibden, az miktarda alüminyum, demir, berilyum, galyum ve manganez içerirler. Krom lekelenme ve korozyona karşı direnç sağlarken, alüminyum içeren alaşımlarda oluşan Ni_3Al yapının dayanıklılığını arttırır. Molibden, alaşımın termal genleşme katsayısını düşürür. Bu alaşımlar soy metal alaşımlardan daha sert olmalarına karşın, esneme dirençleri daha düşüktür. Yüksek elastiklik modülüne sahip olduklarından soy metal alaşımlarından hazırlanan alt yapılardan daha ince şekillendirilebilirler. Yoğunlukları soy metal alaşımlarından düşük, döküm sıcaklıkları ise daha yüksektir (12).

Kobalt-Krom Alaşımları: Yapıda %55-80 kobalt, %15-25 krom, eser miktarda molibden, alüminyum, demir, galyum, rutenyum ve tungsten gibi elementler bulunmaktadır. Bu alaşımlarda da krom, lekelenme ve korozyona karşı direnç sağlar. Molibden termal genleşme katsayısını düşürür, rutenyum ise alaşımın dökülebilirliğini arttırır. Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan kobalt-krom alaşımlarının yapısında iskelet protezlerde kullanılan alaşımlardan farklı olarak dayanıklılığı arttıran karbid oluşumunu sağlayan karbon bulunmamaktadır. Kobalt-krom alaşımları soy metal ve nikel-krom alaşımlarından daha sert ve sağlamdır (12).

Titanyum ve Titanyum Alaşımları: Bu alaşımların biyouyumluluklarının baz metal alaşımlarından iyi olmasına karşın, döküm işlemlerinin yüksek sıcaklıklarda ($1760^{\circ}C$ - $1860^{\circ}C$) ve zor olması, porselen bağlantısında önemli rol oynayan oksit tabakasının kolay bir şekilde oluşturulamaması gibi nedenler, kullanımının yaygınlaşmasını engellemiştir (12).

4.4 Tam Porselen Restorasyonlar

Estetik, gerek hastanın gerekse hekimin en çok üzerinde durduğu konulardan biridir. Dişin doğal rengi, direkt olarak diş yüzeyinden içeri giren ışığın dentin ve mine tabakasından geçerek yansması şeklinde oluşur. Renk yüzey yapısından, restorasyonu çevreleyen dişeti dokusundan ve ortamın ışığından etkilenir.

Yapılan restorasyonlar renk derinliğini, ışık geçirgenliğini ve doğal dişte bulunan yapıları verebilmelidir. Doğal dişler, ışığın arka tarafa doğru iletilmesine izin verirken, metal destekli porselen kuronlar ışığı yansıtırlar. Işık iletimine izin veren tam porselen

restorasyonlar ise komşu dişlerle uyumlu bir estetiğin sağlanabilmesi için kullanılması gereken materyallerdir (26,27).

4.4.1 Endikasyonları

1. Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
2. Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Abrasyon, atrisyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
4. Diastemalı vakalarda,
5. Diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde,
6. Şekil bozukluğu olan dişlerde,
7. Doğumsal veya kazanılmış kısa dişsiz boşlukların varlığında,
8. Kule defektlerinde,
9. Black 1, 2, 3, 4, 5 kaviterlerde,
10. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
11. Çene-yüz protezlerinde,
12. Metal alerjisi olan kişilerde, tam porselen restorasyonlar endikedir (26,28-31).

4.4.2 Kontrendikasyonları

1. Kısa kuron boyuna sahip dişler,
2. Örtülü kapanış gibi oklüzyon bozuklukları,
3. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireyler,
4. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgeler ve kapanışın uygun olmadığı vakalar,
5. Kontak sporla uğraşanlarda ön grup dişlerin restore edilmesi olarak sayılabilir (26,30,32,33).

4.4.3 Avantajları

1. Metal-porselen kuronlarda gözlenen porselenin iç yüzeyindeki opak tabakasından kaynaklanan, gelen ışığın doğal olmayan yansımaları ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kuronun içinden geçebildiğinden doğal dişe yakın bir estetiğe sahip olmaları,
2. X-ışınlarını geçirgen olmaları nedeniyle, alttaki dişin kök kanalı veya mevcut dolgularının rahatlıkla görülebilmesi,
3. Metal destekli porselen restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkilerin görülmemesi,

4. Isı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeni ile alttaki dişi iyi bir şekilde korumaları,

5. Porselen restorasyon ile seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal-porselen birleşimlerinde kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmemesi,

6. Metal-porselen restorasyonlarda görülen translusens eksikliğinin görülmemesi,

7. Alaşım da gümüşün varlığında, veneer porseleninin renk değiştirmesi gibi sorunların, tam porselen kuronlarda görülmemesi,

8. Metal-porselen restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenmenin görülmemesidir (31).

4.4.4 Dezavantajları

1. Diş kesiminin metal destekli porselen kuronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirmesi,

2. Basamaklı kesim gerektiği için üst çene arka bölgede uygulanmasının zor olması,

3. Daha dikkatli ve titiz bir laboratuvar çalışması gerektirmesi,

4. Maliyetinin yüksek olması ve ek laboratuvar ekipmanı gerektirmesidir (31).

Tam porselen restorasyonlar için piyasada çok çeşitli malzemeler bulunmakta ve iki ana metot kullanılarak hazırlanabilmektedir. Bunlar; porselenin tek tabaka halinde üretilip dişe simante edildiği sistemler veya yüksek dayanıklılık gösteren kor seramiklerinin üzerine bunlarla uyumlu üst yapı porselenlerinin uygulandığı iki tabakalı sistemlerdir. Bu kor materyallerinden bazıları bilgisayar destekli üretim için dizayn edilmiştir ki, bunlar genellikle oksit yapıdaki seramiklerdir. Zirkonyum oksit son yıllarda bu alanda en popüler olan materyaldir (34). Diş hekimliğinde zirkonya kullanımının 1990'lı yılların başlarında artması ile birlikte endodontik post, implant, implant dayanağı, ortodontik braket ve kuronlar için kor materyali olarak kullanımı gündeme gelmiş ve hızla yaygınlaşmıştır (20,35-37).

4.5 Zirkonyum

Zirkonyum (Zr) parlak gri-beyaz renkte olup periyodik cetvelin 4B grubunda bulunan geçiş elementlerindendir. Zirkonyumun başlıca elde edildiği kaynak zirkon ($ZrSiO_4$) madenleridir. Doğada hiçbir zaman tek başına serbest metal olarak bulunmaz. Madenin yapısında her zaman 50/1 oranında Hafnium (Hf) elementi bulunmaktadır. Diş

hekimliğinde zirkonyum dioksit (ZrO_2) formunda zirkonya bileşiği şeklinde kullanılır. Ergime derecesi $1852^{\circ}C$, kaynama noktası $3580^{\circ}C$ 'dir (38-40).

Zirkonyum;

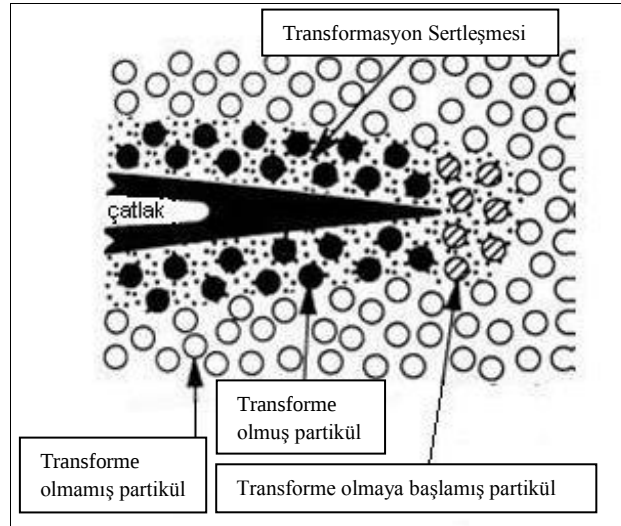
- Korozyona dayanıklılığı ve nötron absorplama özelliğinin az olması nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesi olarak,
- Erime noktasının yüksek olması nedeniyle ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde,
- Katı elektrolit olarak oksijen sensör üretiminde,
- İzolasyon malzemesi olarak,
- Termal bariyer amacıyla yapılan seramik kaplamalarda ve seramik filtre üretiminde,
- Element halindeyken ısıtıldığında yanıcı özelliğinden dolayı bombaların yapısında, flaş ampüllerinde,
- Düşük sıcaklıklarda, zirkonyum-niobyum alaşımları, süperiletken özelliği nedeniyle mıknatısların yapımında,
- Korozyona dayanıklılığı nedeniyle cerrahi aletler gibi birçok aletin yapımında,
- Isı şokuna dayanıklı laboratuvar malzemelerinin üretiminde ve metalurjik fırınların kaplanması için kullanılmaktadır (40).

Zirkonyanın biyomedikal sektörde kullanılabilmesi için ilk çalışmalar 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından yapılmıştır. Kalça protezlerinde zirkonyumun kullanılması fikrini ilk olarak Christel ve arkadaşları ortaya atmış, bu tarihten sonraki 20 yıl içerisinde 300.000'den fazla protezde kullanılmıştır (41-44).

Saf zirkonya kristalleri sıcaklığa bağlı olarak değişim gösteren üç farklı fazda bulunur. Bunlar; erime derecesi olan $2680^{\circ}C$ 'den $2370^{\circ}C$ 'ye kadar kübik, $2370^{\circ}C$ 'den $1170^{\circ}C$ 'ye kadar tetragonal ve $1170^{\circ}C$ 'den oda sıcaklığına kadar monoklinik fazdır (40). Sıcaklıkta olan bu değişime paralel olarak kristal yapının tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesi ile beraber iç yapıda büyük streslerin oluşmasına sebep olan %4-5 oranında bir hacim artışı meydana gelmektedir. Bu genleşme ile oluşan stresler sonucunda saf zirkonya içinde çatlaklar oluşur ve yapı kırılgan bir hal alır. Bu durum saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını kısıtlamaktadır (40,45-47). Zirkonyum oksit içerisine magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO), yttrium oksit (Y_2O_3), seryum oksit (CeO) gibi metal oksitler ilave edilerek (48) ısı işlemleri karşısındaki faz geçişleri

stabilize edilmiş, oda sıcaklığında tetragonal ve kübik fazın karışımı şeklinde kalması sağlanmıştır. Bu işlem sonunda oda sıcaklığındaki zirkonyanın yapısı genellikle kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşur. Bu yapı ‘Kısmi Stabil Zirkonya’ adını alır (40,49).

Kısmi stabilize zirkonyanın aşındırma işlemleri sırasında, sinterizasyon sonrası soğuma esnasında veya fonksiyon altında yoğun dış streslere maruz kaldığında yapı içerisinde oluşan gerilim kuvvetleri bir çatlakın başlangıcını oluşturabilir. Bu gerilim kuvvetleri çatlak ucundaki kübik yapı içerisinde dağılmış olan tetragonal fazın daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapmasına neden olur. Bu faz değişimi sırasında kristallerde yaklaşık %3-5 oranında hacim artışı meydana gelir. Bu hacim artışı sonucunda çatlakın uç kısmında baskı kuvvetleri ortaya çıkar ve dış streslerin bu kuvvetler ile nötralize edilmesi sağlanır. Çatlak oluşumu tetragonal fazın monoklinik faza transformasyonu ile engellenmiş olur. Bu fenomen ‘Dönüşüm Sertleşmesi’ (*transformation toughening*) olarak bilinir ve çatlak önleyici mekanizma olarak görev yapar (Şekil 4). Zirkonyumun diğer seramiklerden yüksek kırılma direnci ve esneme dayanımı göstermesinin sebebi bu dönüşümsel sertlik mekanizmasıdır (40,45,49,50).



Şekil 4. Y-TZP’ nin dönüşüm sertleşmesi (42).

Günümüzde birçok değişik tipte zirkonyum içerikli seramik sistemi olmasına karşın dış hekimliğinde aşağıda belirtilen üç sistem kullanılmaktadır (38,42);

- Yttrium katyon destekli tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP),
- Zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre alumina (ZTA),
- Magnezyum katyon destekli kısmi stabilize zirkonyum (Mg-PSZ) dur.

4.5.1 Yttrium Katyon Destekli Tetragonal Zirkonya Polikristali

Biyomedikal amaçla kullanılan zirkonya stabilizatör olarak genellikle %3 oranında yttriya (Y_2O_3) içermektedir (48). 3Y-TZP 1980'li yılların sonlarından itibaren ortopedik cerrahide femur başı protezlerinin yapımında kullanılmış, 2001 yılında ortaya çıkan başarısızlıklar bu alandaki kullanımını %90 oranında azaltmıştır (51).

Yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkan Y-TZP günümüzde, tam porselen restorasyonların alt yapılarının yapımında en çok kullanılan materyaldir (Tablo 2) (42,49). Alt yapılar presinterize bloklardan frezelandikten sonra yüksek sıcaklıklarda sinterize edilerek ya da tam sinterize blokların frezelenmesi ile elde edilebilmektedir (52).

Tablo 2. Y-TZP'nin özellikleri (40)

Kimyasal kompozisyon	$ZrO_2 + 3 \text{ mol } \% Y_2O_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g/cm}^3$
Porozite	$<0.1 \%$
Bükülme Direnci	900 - 1200 MPa
Baskı Dayanımı	2000 MPa
Young Modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	$7 - 10 \text{ MPa m}^{-1}$
Termal genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Termal iletkenlik	2 Wm K^{-1}
Sertlik	1200 HV 0.1

3Y-TZP'nin mekanik özellikleri içerdiği kristalin partikül boyutundan büyük oranda etkilenir (42,53,54). Kritik boyut olan $1 \mu\text{m}$ 'den daha büyük partikül boyutlarında yapı içinde ani olarak tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümler görülebilmekte ve stabilite bozulmaktadır. Daha küçük partikül boyutlarında ise faz değişimleri engellenmektedir. Özellikle $0.2 \mu\text{m}$ 'den daha küçük partikül boyutlarında transformasyon imkansız hale gelmekte ve kırılma dayanımı azalmaktadır (55,56). Sinterleme koşulları zirkonyanın partikül boyutlarını etkileyerek mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Sinterleme derecesinin ve süresinin uzatılması partikül boyutlarının büyümesine sebep olmaktadır (54,57,58).

Üreticiler dental uygulamalarda kullanılan 3Y-TZP blokların aşındırma ve kumlama işlemlerine tabi tutulmasının tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme

sebeup olabileceği gibi, yüzeyde hava boşlukları oluşturarak materyalin uzun dönemdeki dayanımını olumsuz yönde etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Sinterize bloklardan frezelenerek elde edilen restorasyonların çok miktarda monoklinik zirkonya içerdiği bilinmektedir. Bu olay genellikle yüzeydeki mikro çatlaklar ve düşük ısı degradasyonu ile ilişkilendirilmektedir (50,59).

Yapılan çalışmalar sonucunda biyomedikal uygulamalarda kullanılan 3Y-TZP'nin yüzey yapısının sinterleme işleminden sonraki hali ile muhafaza edilmesi gerektiği saptanmıştır (60,61).

4.5.2 Zirkonya ile Güçlendirilmiş Cam İnfiltre Alumina

Zirkonyumun stres bağımlı transformasyon özelliği ile alumina matriksin birleştirilmesiyle sağlanan avantaj, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) yaklaşımının oluşmasına sebep olmuştur. Son yıllarda üretilen In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya) alüminyum oksit içeriğine ilave olarak %33 oranında seryum stabilize zirkonyum (12Ce-TZP) katılarak piyasaya sürülmüştür. In-Ceram Zirkonya slip-cast ya da CAD-CAM tekniği kullanılarak işlenebilmekte, 1100°C'de iki saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu gerçekleşmektedir. Cam faz son halini almış yapının yaklaşık %23'ünü oluşturmaktadır (62-64). In-Ceram Zirkonya için kullanılan slip-cast tekniğinin avantajı büzülmenin sınırlı olmasıdır. In-Ceram Zirkonya'nın sinterlenmiş 3Y-TZP den daha pöröz yapıda olması mekanik özelliklerinde yetersizliğe sebep olmaktadır (42,50,64). Seryum ile stabilize edilen zirkonyanın, ısısal stabilitesinin ve düşük ısı degradasyonuna karşı dayanıklılığının 3Y-TZP seramiklerden daha iyi olduğu ifade edilmektedir (42).

CAD-CAM tekniği ile hazırlanan In-Ceram Zirkonya restorasyonların slip-cast tekniği ile hazırlananlardan daha iyi mekanik özellikler gösterdiği düşünülmüş, ancak Guazzato ve arkadaşları (65) yaptıkları çalışma sonucunda slip-cast tekniği ile hazırlanan restorasyonların esneme dayanımının daha iyi olduğunu, kırılma dayanımı açısından ise iki yöntem arasında fark olmadığını belirtmişlerdir.

4.5.3 Magnezyum Katyon Destekli Kısmi Stabilize Zirkonyum

Yapılan çalışmalar magnezyum katyon destekli kısmi stabilize zirkonyumun biyomedikal uygulamalarda kullanılabileceğini göstermiştir. Yapısının gren boyutundaki büyüklüğe bağlı olarak (30-60 µm) pöröz olması ve bu nedenle aşınmaya maruz kalabilmesi kullanımı sırasında bazı sorunların ortaya çıkmasına neden olmuştur.

Mikro yapısı kübik yapıdaki zirkonya matriks içinde tetragonal çökeltiler şeklindedir. Zirkonya içine MgO %8-10 oranında ilave edilir (40,42).

Magnezyum katyon destekli kısmi stabilize zirkonyumun sinterleme ısısının yüksek olması (1680°C - 1800°C) soğuma evresinin kontrollü bir şekilde yapılmasını gerektirmiştir. Tetragonal fazın bu aşamada oluşması, materyalin kırılma dayanımı açısından kritik öneme sahiptir (60,61).

Denzir-M (Dentronic, ABD) dental restorasyonların yapımında günümüzde kullanılan Mg-PSZ seramiklere örnek olarak gösterilebilir (62).

4.6 Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanımı

Zirkonya; yüksek gerilme direncine sahip olması, doku dostu olması, gren çapının düşük olması sayesinde diş hekimliğinde seramik formunda implant ve dayanak materyali (66), sabit restorasyonlarda kor materyali (67,68), post-core materyali (69,70) ve ortodontik braket (71-73) yapımında kullanılmaktadır. ZrO_2 seramiklerinin kullanıma girmesi, CAD-CAM teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir.

Diş hekimliğinde 3 farklı yöntemle kuron yapılması mümkündür;

1. MAD-MAM sistemi
2. MAD-CAM sistemi
3. CAD-CAM sistemi

4.6.1 MAD-MAM (Manuel-aided design-Manuel-aided manufacturing) Sistemi

Diş teknisyeni tarafından hazırlanan mum modelaj esas alınarak bir alt yapı oluşturulur ve hasta ağızında denenen alt yapı üzerine alışılagelmiş şekilde, tabakalama yöntemiyle porselen işlenir.

4.6.2 MAD-CAM (Manuel-aided design-Computer-aided manufacturing) Sistemi

Dental restorasyon, diş teknisyeni tarafından hazırlanan mum ve ya rezin örneğin frezeleme cihazına yerleştirilmesi ile işlenir (11). CAM sistemindeki frezler grenli ve grensiz olmak üzere iki şekildedir. Grensiz ile tarama yapılırken, grenli ile kazıma işlemi gerçekleştirilir. Talimatlar doğrultusunda normal boyutundan %20-25 oranında hacimli hazırlanan restorasyon sinterleme işleminden sonra normal boyutuna ulaşır. Diğer sistemlere göre daha ucuzdur. Kullanımı kolaydır.

4.6.3 CAD-CAM Sistemi

CAD-CAM sistemi, bilgisayar ile veri toplayarak, dizayn ve çeşitli ürünlerin yapım işlemlerinde kullanılmaktadır. Tasarımın bilgisayarda yapılması, her aşamada

fayda sağlamaktadır. Bunlardan en önemlileri tasarım hızı, yüksek hassasiyet, tasarımların kolaylıkla değiştirilebiliyor ve çoğaltılabiliyor olmasıdır.

CAD-CAM sistemleri endüstride kullanılan teknolojinin diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkılarak ilk kez 1971 yılında Francois Duret tarafından kullanıma sunulmuştur. Duret'in ortaya attığı Sopha® Sistemi zaman içinde geliştirilen CAD-CAM sistemleri için önemli bir çıkış noktası oluşturmuştur (74,75).

Bu gelişmeyi Dr. Moermann ve arkadaşları tarafından geliştirilen Cerec® Sistemi izlemiştir. Bu sistem diş hekimliğinde yerleşik olarak kullanılan ilk CAD-CAM sistemidir. Cerec® Sistemi ile prepare edilen inley kavitelerinden intra-oral kamera ile alınan optik ölçülere göre seramik bloklar aşındırılır ve hasta başında inley restorasyonların yapımı gerçekleştirilir. Ancak hazırlanan restorasyonlarda oklüzal morfoloji tam olarak şekillendirilemediğinden kullanımı inleyler ile sınırlı kalmıştır. Buna rağmen bu yenilikçi hareket diş hekimliği uygulamalarında CAD-CAM sistemlerini popüler hale getirmiş ve dünya çapında hızla yayılmasını sağlamıştır. Günümüzde laboratuvar aşamalarına gerek kalmadan hasta başında restorasyonların hazırlandığı sistemler kullanılmaktadır (74,76).

Bu sistemleri takiben Dr. Andersson alümina esaslı alt yapıların üretildiği Procera® Sistemi'ni geliştirmiştir. Ortak bir ağ üzerinden çalışarak tam seramik alt yapılar üreten bu sistem, diş hekimliğinde teknolojinin gelişimine fayda sağlamıştır. Günümüzde buna benzer sistemler halen kullanılmaktadır (75,77).

Alümina ve zirkonya esaslı seramikler gibi yüksek dirençli seramiklerin güdük üzerinde sinterizasyona uygun olmamaları, sadece CAD-CAM sistemleri ile üretilbilmeleri bu sistemlere olan ilgiyi giderek arttırmıştır. Y-TZP tam porselen restorasyonların yapımında da CAD-CAM sistemleri kullanılmaktadır (78,79).

4.6.3.1 CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları

- Laboratuvar işlemleri ortadan kalktığı için maliyet azalır,
- Seans sayısı azaldığı için zamandan tasarruf sağlanır, özellikle hasta başında üretim yapıldığında konvansiyonel laboratuvar işlemleri olmadığından hasta tek seansta tedavi edilebilir,
- Değişik materyallerin yüksek dayanıklılıkta ve uniform yapıdaki prefabrike bloklarından iyi kalitede restorasyonlar elde edilebilir,

- Farklı parametreler restorasyonların tasarımı aşamasında kolaylıkla kontrol edilebildiğinden vakaya özgü restorasyonlar üretilebilir,
- İyi kalitedeki restorasyonların üretiminde devamlılık sağlanabilir,
- Hasta başında üretim yapıldığında geçici restorasyon yapımına gerek kalmaz (11,74,79,80).

4.6.3.2 CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- Bazı sistemler için uzman kullanıcı gerekmektedir,
- Kullanılan cihazlar pahalıdır,
- Bazı sistemlerin kullandığı prefabrike bloklarda renk seçenekleri sınırlıdır (11).

4.6.3.3 CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD-CAM sistemleri ile seramikler, titanyum, metal alaşımları ve çeşitli kompozitler kullanarak üretim yapılabilir. Genellikle kullanılan seramikler; alumina (daha sonra cam infiltrasyonuna izin verenler dahil), zirkonya ve silikat seramiklerdir (79,81).

4.6.3.4 CAD-CAM ile Kullanılan Zirkonya Bloklar

Dış hekimliğinde CAD-CAM tekniği ile alt yapı üretiminde kullanılan zirkonya bloklar pöröz, yarı sinterize ve tam sinterize olmak üzere üç farklı yöntemle hazırlanır. Kullanılan yöntem, materyalin gren boyutunu, pörözite miktarını ve mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özellikleri değiştirir (42,82,83).

Pöröz Zirkonya Bloklar (Green Stage, Dry-Pressed zirkonya seramikler): Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Bloklardan aşındırılarak hazırlanan restorasyonlar daha sonra sinterleme işlemine tabi tutulurlar.

Yarı Sinterize Zirkonya Bloklar: Literatürde ‘presinterize’ veya ‘Non-Hot Isostatic Pressing’ (non-HIP) zirkonya olarak adlandırılan bu bloklar, toz formundaki 3Y-TZP’ nin bir bağlayıcı maddeyle birlikte soğuk isostatik presleme yöntemi kullanılarak blok haline getirilmesi ile elde edilir. Bu sayede stabil, tebeşirimsi yeşil aşama blokları hazırlanır. Bu yeşil aşama blokları özel cihazlarla okside bir ortamda basınç olmaksızın presinterizasyon işlemine tabi tutulur. Bağlayıcı madde presinterizasyon işlemleri sırasında elimine olur. ZrO_2 ’den ayrılması oldukça zor olan Hafnium oksit (HfO_2), %2 oranında tozun içinde kalır. Bağlayıcı maddenin uzaklaştırılması için uygulanan presinterizasyon işlemindeki ısıtma hızı ve sıcaklığı üretici firma tarafından dikkatli bir şekilde ayarlanarak kontrol edilmelidir. Isıtma hızı çok fazla olduğunda oluşan yanma

ürünleri blokta çatlakların meydana gelmesine sebep olmakta ve mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle yavaş ısıtma tercih edilmelidir. Presinterizasyon sıcaklığı ise bloğun sertliğini ve frezelenabilirliğini etkilemektedir. Bu iki özellik ters yönde işlev görmektedir. Kullanım açısından değerlendirildiğinde sertliğin istenilen bir özellik olmasına karşın, aşırı sertlik frezeleme işlemleri sırasında makineye zarar verebilmektedir. Presinterizasyon ısısı frezelenmiş bloğun yüzey pürüzlülüğünü de etkilemektedir. Yüksek sıcaklık daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına neden olmaktadır. Bu sebeplerden dolayı uygun presinterizasyon sıcaklığının ayarlanması kritik öneme sahiptir (42,52).

Presinterize bloklar %40 oranında yoğunluğa sahiptirler. Pöröz yapıdadırlar ve mekanik özellikleri zayıftır. Frezeleme işleminden sonra elde edilen zirkonya esaslı restorasyonlar son sinterleme işlemi için özel olarak programlanmış fırınlara yerleştirilirler. Sinterizasyon koşullarının 3Y-TZP tozunun kimyasal içeriğine bağlı olarak farklılık göstermesine karşın, sinterizasyon sıcaklığı 1350⁰C-1500⁰C, sinterleme süresi ise 2-5 saat arasında değişkenlik gösterir. Bu işlem sonunda zirkonya %99 yoğunluğa ulaşır. Sinterleme işlemleri sırasında zirkonyada herhangi bir deformasyon meydana gelmemesi için minimum kalınlığının 0.5 mm olması gerekmektedir. Rezidüel streslerin oluşmasını engellemek için restorasyonlar kendi fırınlarında 200⁰C'nin altına kadar soğumaya bırakılmalıdır. Sinterizasyon işlemi partikül boyutlarını etkilediğinden hassasiyetle kontrol edilmelidir. Kübik yapıdaki büyük partiküllerin oluşması düşük ısı degradasyonuna karşı dirençli bir yapının oluşmasını engelleyebileceğinden sinterleme işlemi zirkonyanın uzun dönem başarısını etkileyebilecek önemli aşamalardan biri olarak karşımıza çıkmaktadır. Presinterize bloklar imalat sırasında tam olarak sinterlenmediği için frezeleme işleminden sonra gerçekleştirilen sinterizasyon aşamasında sıcaklık 1000⁰C'ye ulaştığında zirkonyada ortalama %25 oranında büzülme oluşur. Bu nedenle restorasyonlar gerçek boyutlarından daha büyük boyutlarda şekillendirilirler (42,84).

Alt yapılar frezeleme işleminden sonra sinterizasyona tabi tutulmadan önce %0.01'lik seryum, bizmut, demir ya da bunların bileşimi şeklindeki metal oksit solüsyonlarına daldırılarak renklendirilebilir. Böylece sinterizasyon işlemi sırasında istenilen renk oluşturulabilir. Sinterizasyon sıcaklığı elde edilecek renk üzerinde de etkilidir. Bu nedenle istenilen rengin oluşabilmesi için üretici firmanın talimatlarına

uyulmalıdır. Yapılan çalışmalar sonucunda renklendirme solüsyonlarının zirkonyanın kristal yapısını ya da mekanik özelliklerini etkilemediği gösterilmiştir. Renklendirme amacıyla kullanılan metal oksitlerin, zirkonya blokların hazırlanmasında kullanılan tozun içine katılması ile de renk, üretim aşamasında belirlenebilir (42).

Cercon Smart Zirconia (Dentsply International), Lava (3M ESPE), Procera AllZircon (Nobel Biocare), In-Ceram YZ (Vident), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) ve Everest ZS (Kavo) piyasada bulunan ve yaygın olarak kullanılan yarı sinterlenmiş bloklardır.

Tam Sinterize Zirkonya Bloklar: Bu blokların elde edilmesi için öncelikle 3Y-TZP materyalinin 1500⁰C’de presinterizasyon işlemine tabi tutularak %95 yoğunluğa erişmesi sağlanır. Bu aşamadan sonra partikül yoğunluğunun artırılması için inert bir gaz içeren ortamda 1400⁰C-1500⁰C sıcaklık ve yüksek basınç altında blok sıcak isostatik presleme işlemine tabi tutulur. Bu işlem kısaca ‘HIP’ olarak isimlendirildiğinden bu bloklar için ‘HIP Zirkonya’ terimi de kullanılabilir. Sinterleme tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa ulaşmış olurlar. HIP işlemine tabi tutulan bloklar gri-siyah bir materyal haline dönüştüğünden beyaz rengini tekrar elde edilebilmek için atmosfer basıncı altında ilave bir ısıl işlem uygulaması yapılmaktadır (42,85).

DC Zircon (DCS Dental AG), Denzir (Cadesthetics AB), Digizon (Digident GmbH) ve Everest ZH (Kavo) piyasada bulunan tam sinterlenmiş bloklardır.

4.6.3.5 Açık ve Kapalı CAD-CAM Sistemleri

Dental marketlerde açık ve kapalı olmak üzere iki türlü sistem bulunmaktadır. Açık sistemlerde; dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu sistemle, CAM sistemlerinde seçim yapılabilirdiği gibi, farklı üretim merkezleri arasında da seçim olanağı sağlanır. Kapalı sistemler ise; tarayıcı, yazılım ve donanım içeren sistemlerdir (83).

4.6.3.6 CAD-CAM Sistemlerinde Üretim

CAD-CAM sistemlerinde üretim üç aşamada gerçekleştirilmektedir. Bunlar; yüzeyin taranarak verilerin elde edilmesi, restorasyonun tasarımı (CAD) ve restorasyonun üretimi (CAM) aşamalarıdır. Bu aşamalar CAD-CAM cihazının üç farklı komponenti ile gerçekleştirilir. Verilerin elde edilmesi işlemi tarayıcılar, restorasyonun

tasarımı bilgisayar üzerindeki yazılım ve üretim aşaması da freze makineleri (donanım) ile yapılır (11,74,79).

Verilerin Elde Edilmesi: Günümüzde kullanılan CAD-CAM sistemlerinin büyük bir kısmında üretimin çıkış noktası prepare edilen dişlerden elde edilen alçı modellerdir. Bununla birlikte klinikte, direkt olarak preparasyon üzerinden veri toplanmasına dayanan CAD-CAM sistemleri de mevcuttur. Alçı model veya direkt olarak prepare edilen diş yüzeyi üzerinden değişik tipteki ölçme aletleri kullanılarak veriler elde edilebilir. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan bu ölçme aletlerine tarayıcı (digitizer) adı verilir. Dental kullanımlarda mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı vardır.

Mekanik tarayıcı içeren sistemlerde iğne ucu, küre ya da pin kullanılarak güdük üzerinden mekanik veri toplama işlemi yapılır. Mekanik tarayıcılar ana modeli tarayarak prepare edilen dişin tüm yüzeyinin haritasını oluştururlar. Bu sistem çok hassastır, ancak tarama sırasında marjinal bölgelerde deformasyon görülebileceğinden ağız içinde kullanılması önerilmez. Ölçüm işlemleri uzun sürer ve dik kenarlarda duyarlı ucun eğilmesi veya dönmesi ölçüm hatalarına sebep olur (11,74,86,87).

İntraoral tarayıcı ile prepare edilen diş ve etrafındaki yapıların görüntüleri kaydedilerek dijital bir görüntü sağlanır. Cerec 3 (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Evolution 4D Sistemi (4D Technologies, Richardson, Texas) intraoral veri toplama özelliğine sahip sistemlerdir. Diğer sistemlerde veri genellikle, mekanik veya optik tarayıcılar kullanılarak model üzerinden elde edilir (79).

Optik tarayıcıda; beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak optik tarama yapılır. Optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, hastanın oluşturduğu en küçük bir hareket bile, verilerin hatalı kaydedilmesine neden olabilir. Hızlı ve yüksek çözünürlükte veriler elde edilmesine olanak sağlayan ekstraoral optik tarayıcıların en önemli dezavantajı gölgelenme oluşmasıdır. Birçok CAD-CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (74,79).

Restorasyonların Tasarımı: Restorasyonların 3 boyutlu dizayn ve planlaması bilgisayar ekranında gerçekleştirilir. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan şablonları direkt kullanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yapabilmektedir. Böylece kişiye özgü restorasyonlar da kolaylıkla yapılabilir.

Yazılım programları genellikle CAD-CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında CAD yazılımı, sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır (79).

Restorasyonların Üretimi: CAD-CAM sistemlerinde üretim bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma makinaları kullanılarak çeşitli blokların şekillendirilmesi ile yapılır. İlk geliştirilen CAD-CAM sistemlerinde restorasyonlar, prefabrik bloklardan elmas frezler veya diskler yardımıyla frezelenerek hazırlanmaktadır. Eksiltme yöntemi olarak adlandırılan bu yöntemde istenilen şekle ulaşmak için blok materyalden eksiltme yapılmaktadır. Bu yöntemin etkin bir yöntem olmasına karşın restorasyonun elde edilebilmesi için bloğun %90'ı uzaklaştırılmakta ve bu nedenle sarfiyat artmaktadır (79).

Günümüzde eksiltme yöntemine alternatif olarak hızlı prototip üretim gibi (üç boyutlu serbest-şekilli üretim/solid free-form fabrication) ekleme yoluyla üretim yapan sistemler de bulunmaktadır. Ekleme yoluyla üretim üç boyutlu modellerden elde edilen veriler üzerinden materyalin tabaka tabaka yığılmasıyla birleştirilmesi işlemi olarak tanımlanmaktadır. Stereolitografi, erimiş birikim modeli, seçici elektron ışınli ergime, lazer toz şekillendirme ve püskürtmeli baskı tekniği hastalara uygun kişisel parçaların hazırlanmasında ekleme yoluyla üretim yapılan yöntemlerdir (79,88).

Stereolitografi (SLA); ultraviyole ışığı kullanılarak polimerize olan ince tabakalar halindeki materyalin birbiri üzerine baskılanması ile katı bir objenin üretilmesi yöntemi olarak, Charles W. Hull tarafından 1986 yılında tanımlanmıştır. İlave ile üretim tekniği ilk olarak bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler kullanılarak insan anatomisinin fiziksel modellerinin elde edilmesinde kullanılmıştır. SLA günümüzde rutin olarak dental implantların yerleştirilmesinde kullanılan cerrahi rehberlerin üretiminde kullanılmaktadır. Bu sistemlerin kullanım alanları, geçici krun ve köprüler ile kayıp mum tekniği için rezin modellerin üretimini de içine alarak hızla genişlemiştir (88). Bu tekniği kullanan sistemlerden biri (SL, Perfactory, Envisiontec GmbH, Gladbeck, Almanya) SLA yöntemini kullanarak akrilikten üç boyutlu dental komponentler üretmektedir. Üç boyutlu okluzal splintler ve benzer komponentler, selektif olarak görünür ışıkla katmanlar halinde akrilik monomer ile likitin birleşmesiyle oluşturulmaktadır (79,89). İlave ile üretim tekniğini kullanan diğer bir CAD-CAM

sisteminde (Nobel Guide software, Nobel Biocare) bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler kullanılmaktadır (79,90,91).

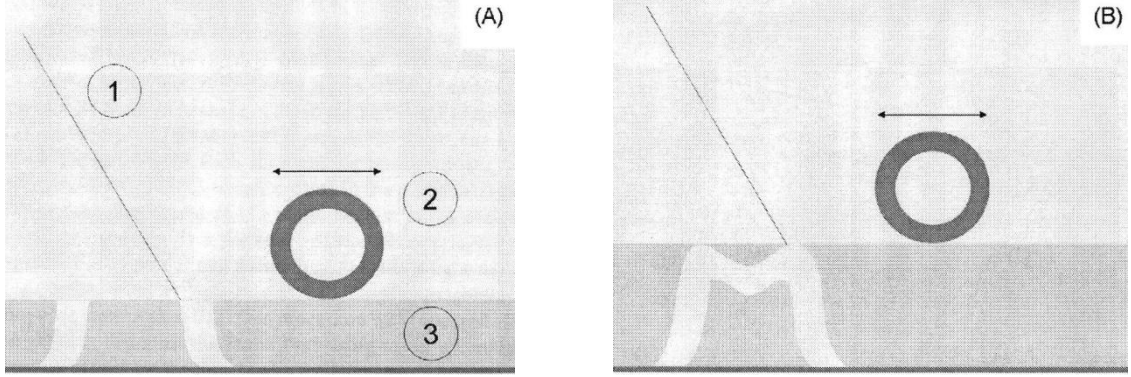
Erimiş birikim modeli adı altında değişik teknikler olmasına karşın genel olarak metod, başlıktan erimiş materyalin püskürtülmesi esasına dayanır ki bu ısıtılmış başlık değişik mekanik ve termal özelliklere sahip tel şeklindeki termoplastik malzeme ile beslenir. Bu teknolojinin diş hekimliği dergilerinde dental restorasyonların yapımı ile ilgili konularda henüz yer bulamamış olmasına karşın döküm işlemlerinde kullanılan mum örneklerin hazırlanmasında yararlanılmaktadır. Bu teknolojiye yola çıkarak seramik hamurunu filaman haline getirerek dental restorasyonlar üretmeyi başaran Jeneric/Pentron Sistemi 2003 yılında patent almıştır (88).

Selektif elektron ışınli ergime yönteminde parçaların üretimi elektron ışını ile eritilen metal tozların yüksek vakum altında tabaka tabaka yığılması ile yapılır. Diğer metal sinterleme teknikleri ile karşılaştırıldığında, bu yöntemle üretilen parçalar yoğun, hava kabarcığından yoksun ve son derece dayanıklıdır. Bu teknik ortopedide ve maksillofasiyal cerrahide kişisel implantların üretiminde çok geniş kullanım alanına sahiptir. Saf titanyum metalinden, Ti-6Al-4V ve Co-Cr alaşımlarından daha pöröz restorasyonlar üretilebilmesi ilgi çekici bir özelliğidir. Pöröz ağı yapılar mekanik özellikleri bakımından kemiğe benzer özellikler sergilediğinden stress birikiminin önlenmesi açısından faydalıdır. Bu tekniğin netliği ortopedi ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan geniş çaplı implantların üretiminde yeterli olurken, kuron ve köprülerin alt yapılarında kullanım için yeterli değildir (88).

Lazer toz şekillendirme teknikleri olan seçici lazer eritme (SLM) ve seçici lazer sinterleme (SLS) gibi lazer tabanlı ilave üretim tekniklerinde yüksek güçteki lazerin aynalar kullanılarak tozdan oluşan substrata yönlendirilmesi ile ince tabaka halinde şekillendirme yapılır. Teknikte, lazer ışınının çarptığı toz eriyerek birleşir. Her bir kesit tarandığında toz havuzu bir tabaka kalınlığında aşağı iner ve yeni bir tabaka önceki tabaka üzerine uygulanarak süreç devam eder ve üretim tamamlanır (Şekil 5).

Bu teknikler ile direkt olarak dijital CAD verileri üzerinden kompleks restorasyonların üretimi yapılabildiğinden geniş kullanım alanı bulmuşlardır. Seçici lazer sinterleme tekniğini kullanan bu sistemle (Medi-facturing, Bego Medical AG, Bremen, Almanya; Hint ELs, Hint-ELs, Griesheim, Almanya) seramik veya metal restorasyonların üretimi yapılmaktadır. Bu yöntemde, restorasyonun bilgisayar tasarımı,

mevcut CAD-CAM sistemlerindeki işlemlere benzer şekilde oluşturulmaktadır. Ancak, kesme işlemi yerine, seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli ilavelerle sinterize edilmektedir. Bu şekilde boşa harcanan, artık materyal kalmamaktadır (79).



Şekil 5. SLS Tekniği A; 1-lazer ışını, 2-alt yapı materyalini yayan lazer rulo, 3-alt yapı materyali ve B; tamamlanmış metal alt yapı (92)

Üç boyutlu baskı oluşturma (Pro50 sistemi, WaxPro printer, Cynovad, Saint-Laurent, Quebec, Kanada), restorasyonun mum örneğinin tasarlanması ve baskılanması tekniklerini kullanan hızlı prototipleme yöntemi de şekillendirmede kullanılmaktadır. Bu sistemde alet, kartuşlu bir yazıcı gibi çalışarak mum örneklerden alt yapılar ve tam kuronlar üretebilmektedir. Hazırlanan mum örneklerin daha sonra konvansiyonel yöntemlerle döküm işlemi yapılmaktadır. Bu yöntemden daha gelişmiş bir sistemde (Cynovad, Saint-Laurent, Kanada) ise mum yerine rezin materyaller kullanılabilir. Bu teknik CAD-CAM sisteminlerinin birçoğundan daha kapsamlı olup, kulak protezlerinin yapımına da olanak sağlamaktadır (79, 90). Püskürtmeli baskı tekniğini kullanarak üretim yapan bir sistem (Objet 3D Printer, Objet Ltd, Billierica, USA); dental modellerin çoğaltılmasında, ortodontik braket rehberlerinin, implant cerrahisi rehberlerinin, ağız koruyucularının ve uyku apnesi aygıtlarının yapımında kullanılmaktadır. Bu sistem iki farklı özelliğe sahip materyalden aynı anda üretim yapabilmekte, örneğin ağız koruyucularında sert ve yumuşak olarak istenen bölgeleri farklı renklerde şekillendirebilmektedir. Farklı renk seçeneklerinin kullanılabilmesine olanak sağlayan Zprinter isimli sistemle (Z-Corp Machines, USA) değişik renk özelliklerine sahip yumuşak doku protezleri üretilmektedir (88).

Ekleme ve eksiltme sistemlerini bir arada kullanan CAD-CAM sistemleri de mevcuttur. Bu sistemlerden biri olan Procera (Nobel Bio-Care, Göteborg, İsveç) sisteminde prepare edilen dişin 3 boyutlu verisine dayanarak final restorasyonda sinterlendikten sonra oluşacak büzülmeyle kompanse etmek amacıyla olması gerekenden

daha büyük boyutlardaki metal güdükler, eksiltme yöntemi kullanılarak hazırlanır. Seramik tozu aditif yöntemle basınç altında metal güdük üzerine uygulanarak büyütülmüş seramik blok elde edilir. İstenilen restorasyon şeklini oluşturulabilmesi için seramik blok frezelenir, sonrasında metal güdük uzaklaştırılır. Seramik yapının yoğunluğunu arttırmak ve istenilen boyutlarda restorasyon elde etmek için sinterleme işlemi uygulanır. Başka bir kombine sistemde (Wol-Ceram, Wol-Dent, Ludwigshafen, Almanya) çamur şeklindeki alumina tozları direkt olarak ana modelde bulunan güdük üzerine ekleme yöntemiyle elektroforetik dispersiyon ile uygulanmaktadır. Marjinlerden taşan materyal teknisyen tarafından uzaklaştırıldıktan sonra, restorasyonun dış yüzeyi eksiltme yöntemi ile bilgisayar yardımıyla oluşturulmaktadır. Son aşamada teknisyen kopingi güdükten uzaklaştırmakta ve cam infiltrasyon işlemine geçilmektedir (79).

4.7 Güncel CAD-CAM Seramik Sistemleri

4.7.1 Analog Sistemler

4.7.1.1 Zirkonzahn

Zirkonzahn Sistemi'nde üretim kopya-freze esasına dayanır. Bu sistemde alt yapı tasarımı bilgisayarla değil, manuel olarak yapılmaktadır. Alt yapı üretiminde kullanılan bloklar sinterlenmemiş zirkonya bloklardır. Alt yapı dizaynı prepare edilen dişin güdüklü modeli üzerinde ışıkla polimerize olan kompozitle yapılır ve hasta ağızında prova edildikten sonra restorasyonu şekillendirmek üzere iki bölmeli makinenin mekanik okuyucu ucunun bulunduğu tarafa yerleştirilir. Diğer bölme makinenin aşındırma işleminin yapıldığı bölmedir ve buraya istenilen renkteki Zirkonzahn blok (ICE Zirconia; Stegger, Gais, İtalya) adapte edilir. Makinenin okuyucu ucu maket kompozitler üzerinde hareket ettirilir ve böylece homojen zirkonya bloğunun işlenmesi tamamlanır. Sinterleme esnasındaki büzülme miktarı yaklaşık olarak %25 oranında olduğu için sinterleme işlemi sonrasında oluşan büzülmeyi kompanse edebilmesi amacıyla, aşındırıcı ucu hareket alanı okuyucu uçtan %25 oranında daha geniş olarak tasarlanmıştır. Hazırlanan restorasyonlar 1500⁰C'de 16 saat sinterlendikten sonra orijinal boyutlarına ulaşırlar (93).

4.7.1.2 Celay

En iyi tanınan analog sistemlerinden biri olan 1991 yılında kullanıma sunulan Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya), diğer sistemlere göre oldukça basit çalışma prensibine sahip mekanik bir alettir. Cihazın çalışma şekli anahtar yapma düzeneğine

çok benzer. Bitişik iki bölümden oluşan cihazın tarama bölümüne restorasyonun kompozit materyalden yapılmış modeli, freze bölümüne de seramik blok yerleştirilir. Kopyalama odasındaki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar, maketin yüzeyinde dolaştırıldığında, freze odasındaki özel frezler porselen bloğu şekillendirmeye başlar. Frezeleme cihazında kullanılan uçlar disk, silindir, koni ve safir şekilli enstrümanlar olabilir. Bu sistemle seramik bloklardan, inley, onley, kuronlar ve hatta ön sabit bölümlü protezler frezeleme yoluyla üretilir. Hekimin tercihine bağlı olarak feldspatik blok (Vita Celay Blanks), alumina blok (Vita Celay Alumina Blanks), zirkonya blok (Vita Celay Zirconia Blanks), ya da spinell blok (Vita Celay Spinell Blanks) kullanılabilir. Alt yapı 1120⁰C’de sinterlendikten sonra, cam infiltre edilerek 1140⁰C’de tekrar fırınlanır. Veneerlemede Vitadur Alpha porseleni kullanılır (11,87).

4.7.1.3 Ceramill

Ceramill Sistemi (Amann Girrbach AG, Koblach Avusturya) pantografi cihazı (Ceramill multi-x) ve sinterleme fırınından (Ceramill Therm) oluşmaktadır. Bu sistemde de alt yapı tasarımı manuel olarak yapılmaktadır. Bu amaçla sistemin, kuron ve gövde tasarımı için iki farklı akışkanlığa sahip jel şeklinde ışıkla sertleşen modelaj malzemeleri (Ceramill Gel ve Ceramill Pontic) bulunmaktadır. Alt yapı tasarımı bu jellerle yapıldıktan sonra özel ışık cihazı (Ceramill UV) ile polimerize edilir. Freze işlemi okuyucu ucun hazırlanan alt yapı tasarımını okuması ve buna uygun olarak aşındırıcı uçların yarı sinterize Y-TZP blokları (Ceramill Zi) şekillendirmesi ile gerçekleşmektedir. Sinterleme işlemi 1450⁰C’de yapılmaktadır. Alt yapılar beş farklı renk seçeneği ile renklendirilebilir. Üst yapıda mevcut bütün feldspatik porselenler kullanılabilir (94).

4.7.2 Dijital Sistemler

4.7.2.1 Cerec Sistem

Günümüzde restoratif diş hekimliğinin hem klinik hem de laboratuvar uygulamalarında CAD-CAM teknolojisini gereksinimlere uygun olacak şekilde bünyesinde barındıran tek sistem CEREC (CEramic REConstruction; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) Sistem’dir. Mörmann ve Brandestini tarafından 1983 yılında geliştirilen CEREC 1 sistemi ile, 1985 yılında ilk kez hasta başında inley restorasyonların yapılması mümkün olmuştur. Siemens (Münih, Almanya) firması tarafından 1994 yılında geliştirilen CEREC 2 sistemi inley ve onley restorasyonlara

ilave olarak tam kuronların yapımına da olanak sağlamıştır. Üç boyutlu ağız içi kamera sistemine sahip CEREC 2 sistemi ile frezeleme işlemi geliştirilmiş ve yüksek doğrulukta restorasyonların yapımı sağlanmıştır. Ancak bu sistemde de dizayn işlemi iki boyutlu olarak yapılabilmektedir. Freze ünitesi dizayn ünitesinden ayrı olarak tasarlanan, üç üyeli köprülerin yapımına olanak sağlayan CEREC 3 sistemi 2000 yılında kullanıma sunulmuştur. Freze ünitesinde iki frezli bir sistem ve bir elmas disk bulunmaktadır. CEREC 3'ün iki boyutlu olan yazılım sistemi 2003 yılından itibaren üç boyutlu hale getirilmiştir. Aynı sistemin 2005 ve 2006 yılında geliştirilen modelleri preparasyona özel anatomik yapının şekillendirilmesini, oklüzal ilişkileri ve proksimal kontakları otomatik olarak ayarlayabilmektedir. Günümüzde kullanılan yazılım ile dört üyeli köprüler üretilebilmektedir (95-97).

CEREC klinik sisteminden sonra, 2004 yılında, laboratuvar kısmını tanıtmıştır. CEREC 3 inLab adıyla tanıtılan sistem esas olarak geleneksel yöntemlerle elde edilen çalışma modelinin, ağız dışı tarayıcıyla (inEOS: extraoral scanner) bilgisayar ortamına aktarılması, inLab yazılımıyla restorasyonun tasarımı, inLab tornalama cihazıyla uygun materyalden yontulması ve inFire fırınıyla alt yapının yüksek ısıda sinterizasyon aşamalarını içerir (95,98,99).

CEREC inEOS tarayıcı çalışma modeli üzerinden optik ölçü işlemini yapar ve lazer tarayıcılara göre ölçü işlemini çok daha kısa sürede tamamlar. Çalışma modelinin yukarıdan temel bir görüntüsünün alınmasından sonra sabit proteze destek olacak dişlerin veya implant dayanakların 360⁰ dairesel taraması ile optik ölçü işlemi tamamlanır. InEOS tarayıcının kullanımıyla tek bir diş restorasyon yapımından tam ağız rehabilitasyon yapımına kadar gerekli optik ölçü işlemleri gerçekleştirebilmektedir. Optik ölçünün bilgisayara aktarılmasını takiben yapılması planlanan restorasyonun sanal ortamda tasarım aşamasına geçilir. InLab Software 3D (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) ile tek diş ve sabit bölümlü protezler için altyapı tasarımları yapılır (98,100).

CEREC inLab sistemi ile Y-TZP yapısındaki Vita In-Ceram YZ blok yanında, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD, IPS Empress CAD, Vita Triluxe, Vita Mark II, 3M Paradigm MZ100 ve CEREC Blocs gibi farklı seramik bloklarından üretim yapılabilmektedir.

4.7.2.2 Cercon Sistem

Cercon sistemi (Dentsply Ceramco; DeguDent, Hanau, Almanya), İsviçre Devlet Teknoloji Enstitüsü ve Zürih Üniversitesi'nin işbirliği ile 1998 yılında geliştirilmiş, 2002 yılında diş hekimliği sektörüne sunulmuştur. Günümüzde kullanılan Cercon sistem iki farklı alt yapı üretim seçeneğine sahiptir. İlk üretilen Cercon sistemi, ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon Heat) oluşmaktadır (101,102). Bu sistem zirkonya altyapılı tam seramik sistemlerinin üretilmesi için geliştirilmiş bir CAM sistemidir. Prepare edilen dişe ait güdüklü model üzerinde işlenen mum örneği Cercon cihazının ana parçasına (Cercon brain) yerleştirilir. Lazer sistemi ile taranan örnekten elde edilen veriler freze ünitesine aktararak yarı sinterize zirkonyum bloklardan üretim yapılır. Cercon Art CAD Design adı altında CAD (Computer Aided Design) sistemini de içeren yeni bir Cercon sistemi 2005 yılında kullanıma sunulmuştur. Bu sistemde diğer sistemi tam anlamıyla CAD-CAM sistemine çeviren tarayıcı (Cercon eye) ana model üzerinden 1:1 oranında görüntüler elde etmektedir. Elde edilen bu veriler doğrultusunda Cercon cihazının yazılımı (Cercon art) ile alt yapılar dizayn edilerek üretim sağlanır. Aşındırılmış bloklar 1350⁰C'lik sinterleme sıcaklığında yaklaşık 6 saatte ideal boyut ve dayanıklılığına ulaşır. Sinterleme işleminden sonra elde edilen alt yapı üzerine lüsit içermeyen düşük ısı porseleni olan Cercon Ceram porseleni uygulanır. Cercon sistemde kullanılan prefabrike zirkonyum bloklar, üretilcek kuron veya köprülerin ebatlarına göre seçilmek üzere 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm boyutlarında kullanıma sunulmuştur. Bu sistem son yıllarda gelişim göstermiştir. Sistem ile, tek kuronların, implant destekli kuronların, üç-beş üyeli köprülerin ve 16 üyeli restorasyonların üretimi yapılabilmektedir (78,101,103).

4.7.2.3 Procera Sistem

Procera sistem (Nobel Biocare, Göteborg, İsviçre) ilk kez 1986 yılında kuron ve köprü protezlerinde kullanılan titanyum alt yapıların üretilmesi amacıyla geliştirilmiş bir CAD-CAM sistemidir (104). Bu sistemde alt yapılar bilgisayar yardımıyla tasarlanmakta ve istenilen şekil frezeleme ve elektroerozyon ile verilmektedir (105).

Procera AllCeram sisteminin Anderson ve Oden (77) tarafından 1993 yılında geliştirilmesi ile birlikte tam porselen kuron sistemlerinin üretimi de mümkün olmuştur. Bu sistem ile başlangıçta anterior ve posterior bölgedeki tek kuronlar üretilirken günümüzde, porselen laminalar ve köprü protezleride yapılabilmektedir. Köprü

protezleri için genellikle zirkonyum oksit alt yapılı Procera AllZirkon sistemi tercih edilmektedir (104,105).

Procera sistemi ile; alüminyum oksit, zirkonyum oksit ve titanyum alt yapılı restorasyonlar, implant üstü tam porselen kuronlar, titanyum veya alüminyum oksit implant dayanakları üretebilmek mümkündür.

Procera sisteminde laboratuarda ana modelden özel tarayıcı kalem ile okunan üç boyutlu veriler modem aracılığıyla merkez laboratuara aktararak üretim yapılır. CAM ünitelerinin bulunduğu bu merkez laboratuarlardan biri İsveç'te biri de Amerika'da bulunmaktadır. Alt yapılar bu iki merkezde üretilerek hekimlere gönderilir. Üst yapılar düşük ısı porseleni kullanılarak konvansiyonel yöntemlerle uygulanır (105).

4.7.2.4 Lava

Özel bir tarayıcı (Lava Scan ST), yazılım, bilgisayar destekli freze ünitesi (Lava CNC 500) ve sinterleme fırınından (Lava Furnace 200) oluşan Lava sistemi (3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. Dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler lazer optik sistem aracılığı ile dijitalize edilir. Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar dizaynı ve gövde tasarımı yapar. Sinterleme büzülmesini kompanse etmek amacı ile altyapının %20 geniş hazırlanması gerekmektedir. Dizayn bittikten sonra presinterize ZrO_2 seramik blok frezelenir. CAM ünitesi 21 üye çekirdeğe kadar müdahale gerektirmeden çalışabilir. Frezelenen bloklar nihai boyut, yoğunluk ve dirençlerini kazanmak üzere sinterlenirler. Sistemde maksimum estetik için altyapıyı boyayan sekiz ayrı renk mevcuttur. Yttrium- ZrO_2 köprülerin 75 dk ve 56 dk'lık sürelerde frezelenerek kenar uyumu açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada üç üyeye kadar olan köprülerde frezeleme zamanının sonuca ($61 \pm 25 \mu m$ vs $59 \pm 21 \mu m$) etkisinin olmadığı saptanmıştır (106). Lava Frame Zirconia sisteminde ön sinterlenmiş, non-HIP, Y-TZP kullanılır. 1200 MPa üzerinde dirence sahiptir. Cam seramiklerde rezin simanlar ile bağlantıyı güçlendirmek için hidroflorik asit kullanılır. Ancak zirkonya kimyasal yapısı itibarı ile buna uygun değildir. Rezin simanların zirkonyaya bağlantısını arttırmak için Lava RocatecTM/CoJetTM sistemini geliştirmiştir. Bu sistemde 20-40 μm partikül büyüklüğünde alumina ile abrazyonun ardından ince partiküllü SiO_2 bonding ve 3MTMESPETMSil ile silanizasyon yapılmasının olumlu sonuçları bildirilmiştir. Lava Ceram, Lava sisteminin bir parçası olarak üretilen bu porselen sistemi (zirkonya overlay porseleni), Lava seramik çekirdekleri ile (-0.2ppm)

CTE'na sahip olduğu için yüksek bağlanma gösterip Vita Classic Colors renkleri ile uyumludur (35,107,108).

4.7.2.5 Kavo Everest Sistemi

Kavo Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya); tarama, tasarım ünitesi (Everest Scan Pro, Everest Energy), CAM cihazı (Everest Engine) ve sinterleme fırını (Everest Therm) olmak üzere üç üniteden oluşmaktadır. Tarama ünitesine yerleştirilen alçı model CDD kamera ile 20 µm hassasiyetle 1:1 oranında üç boyutlu olarak taranır. Direkt olarak güdüklerin veya mum modelasyonun taraması yapılabilir. Dizayn programına aktarılan model üzerinde istenilen restorasyon oluşturulur. Üretimin yapıldığı Everest Engine birçok CAD-CAM sisteminden farklı olarak rotasyonel aksları bulunan beş aksta hareket kabiliyetine sahip bir freze cihazıdır. Bu sistem ile yarı sinterlenmiş (Everest ZS) ve tam sinterlenmiş (Everest ZH) Y-TZP blokların yanında, lityum disilikat (IPS e.max CAD), lösitle güçlendirilmiş cam seramik (Everest G) ve titanyum (Everest T) bloklar şekillendirebilmektedir. Ayrıca geçici restorasyonlar (Everest C-Temp) ve konvansiyonel döküm işlemlerinde kullanılmak üzere polimetil metakrilat (Everest C-Cast) örnekler de hazırlanabilmektedir. Presinterize zirkonyum bloklar; anterior ve posterior bölgede bulunan kuron restorasyonlar ile altı üyeye kadar en fazla iki gövde içeren köprü restorasyonların, sinterize bloklar; anterior bölgedeki tek kuron restorasyonların ve en fazla 45 mm boşluğa sahip anterior ve posterior köprü protezlerinin alt yapılarının yapımında kullanılabilirler. Presinterize bloklar 1500⁰C'de 12 saat süre ile sinterlenir. Bu bloklardan elde edilen alt yapılar beş farklı renk ile renklendirilebilir. Üst yapı için IPS e-max ceram veya GC-İnitial ZR tavsiye edilmektedir (109).

4.7.2.6 Katana Sistemi

Katana sistemi (Noritake Dental, Aichi, Japonya); tarama cihazı (SC-2), freze ünitesi (H-18) ve sinterleme fırınından oluşmaktadır. Sistem sadece yeşil aşama zirkonyum bloklardan üretim yapmaktadır. Katana sistemi ile en fazla iki gövde içeren altı üyeli sabit bölümlü protezler, implant dayanakları üzerinde alt yapılar üretilmekte ancak vakaya özgü dayanak üretimi yapılamamaktadır. Bu sistemde Maryland köprüler, inley destekli köprüler, kanatlı köprüler ve iki üyeden fazla gövde içeren köprü protezlerin yapılması önerilmemektedir. Sinterleme işlemi 1400⁰C'de gerçekleşmekte ve sonrasında %21 oranında sinterleme büzülmesi görülmektedir.

Katana sisteminde diğer CAD-CAM sistemlerinden farklı olarak renkli Y-TZP bloklar kullanılmaktadır. Dokuz farklı renk seçeneği bulunan sistemin avantajı blokların renklendirilmesi için ek bir işlem gerektirmemesidir. Alt yapı hazırlandıktan sonra üst yapı için sistemin uyumlu olduğu Noritake CZR veya CZR Press porselenleri kullanılmaktadır (110).

4.7.2.7 DC-Zirkon Sistemi

İlk olarak 1990 yılında piyasaya sürülen DC-Zirkon sistemi (DCS Precident, DCS Dental, Allschwill, İsviçre); Preciscan lazer tarayıcı, DCS Dentoform yazılım ve Precimill frezeleme cihazından oluşmaktadır. Preciscan ile modelin tamamı tarandıktan sonra Dentoform yazılımı ile otomatik olarak alt yapının dizaynı yapılır. Bu sistemde aynı anda 14 destek ve 30 üyeye kadar dizayn yapılabilmektedir. Dizayn işlemi bittikten sonra tasarım bilgileri Precimill'e transfer edilerek üretim yapılmaktadır. DC-Zirkon sistemi tam sinterlenmiş Y-TZP blokları kullanan nadir sistemlerdendir. Freze işlemi sonrasında sinterlemeye gerek olmadığından alt yapılar orijinal boyutlarında üretilirler. Üst yapı olarak bu alt yapılar ile uyumlu VITA D (DCS Production, Allschwill, İsviçre) porseleni kullanılır. DCS Precident sistemi ile alümina ve zirkonya esaslı seramikler dışında cam seramikler, In-ceram, titanyum, metal alaşımları, kompozit ve akrilik materyalleri de freze edilebilmektedir (79,108,111).

4.8 Marjinal Uyum

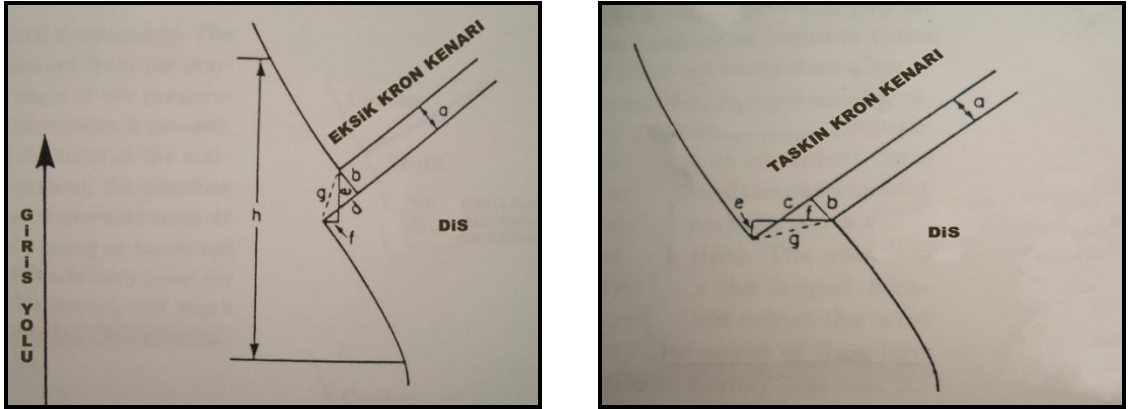
Restorasyonların kalitesinin; kuron marjin yeri, servikal kontur ve kullanılan materyalin özellikleriyle, marjinal uyum gibi faktörlere bağlı olduğu ifade edilmektedir (112). Marjinal uyum bir restorasyonun klinik olarak kabul edilebilir ve uzun ömürlü olması için sahip olması gereken en önemli kriterlerden biridir (113).

Diş yapısı ve restorasyon arasındaki marjinal uyumsuzluk, mikrosızıntıya (bakteri, sıvı, molekül ve iyon geçişini sağlayan) sebep olmaktadır. Mikrosızıntının klinik komplikasyonları arasında periodontal hastalıklar, postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, tekrarlayan çürükler, pulpa inflamasyonu, pulpa nekrozları ve potansiyel olarak kanal tedavisi yer almaktadır. Mikrosızıntı olmaması indirek restorasyonların klinik ömrünü arttıran en önemli faktörlerden biriyken, mikrosızıntının varlığı ise, en geçerli başarısızlık nedeni sayılmaktadır (114).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin aksine, restorasyonların marjinal uyumları ile ilgili kesin tanımlamalar uzun süre

yapılmamıştır. Literatürlerde marjinal uyumu tanımlayan ve uyum miktarını farklı teknikler kullanarak ölçen birçok çalışma mevcuttur. Kenar uyumunu ölçmek için kullanılan referans noktaları ve uyumu tanımlayan terminoloji, farklı araştırmacılara göre değişkenlik göstermektedir (113,115).

Holmes ve arkadaşları (113) marjinal uyumla ilgili terminolojiye açıklık getirebilmek amacıyla 1989 yılında yaptıkları çalışma sonucunda döküm ile diş arasındaki uyumsuzluğa farklı noktalardan ölçüm yapılarak karar verilebileceğini bildirmişlerdir (Şekil 6).



Şekil 6. Marjinal uyum kavramları (113)

Marjinal uyum ile ilgili kullanılan terimler;

a. İnternal aralık; restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dikey yöndeki ölçüm olarak belirtilmektedir.

b. Marjinal aralık; restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dikey yöndeki ölçümün marjinalde uygulanmasıdır.

c. Taşkın krun marjini

d. Eksik krun marjini

e. Vertikal marjinal uyumsuzluk; giriş yoluna paralel olarak ölçülen mesafedir. Bu değerlendirme için ölçüm krunun uç köşesinden başlamakta, giriş yoluna paralel çizilen dikmenin horizontal marjinal uyumsuzlukla kesişmesi ile oluşan iki nokta arasındaki mesafe olarak belirtilmektedir.

f. Horizontal marjinal uyumsuzluk; giriş yoluna dik çizilen çizginin, dişin uç köşesinden çıkan ve vertikal marjinal uyumsuzluk ile kesiştiği nokta arası mesafe olarak tanımlanmıştır.

g. Mutlak marjinal uyumsuzluk; marjinal aralık ile taşkın yada eksik kuron kenarının hipotenüsünü oluşturan mesafe olarak belirtilmektedir. Eğer kuron taşkın veya eksik değilse bu mesafe marjinal aralığa eşit olmaktadır.

h. Yerleşme uyumsuzluğu; kuron dış yüzeyi ve diş marjiniinden uzakta olan, giriş yoluna dik olarak ölçülen ve kuronun oturtulamaması ile elde edilen yola verilen isimdir.

4.8.1 Marjinal Uyumu Etkileyen Faktörler

Restorasyonların oturacağı yüzeylerin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, kenar bitim şekli, kullanılan simanın yapıştırma anındaki viskozitesi, simantasyon süresi, simantasyon basıncı, “die spacer” uygulanması preparasyon ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyen faktörler olarak bilinir (113,116,117).

4.8.1.1 Kuron Preparasyonu

Porselen restorasyonlarda önemli bir özellik olan dayanıklılık belirli kalınlığın oluşturulması ile sağlanabilir. Bu durumda yeterli ve dengeli bir diş preparasyonunun yapılması önem kazanır (118,119). Kesici dişler bölgesinde insizal kenarda yapılan kesimden sonra alt çenenin tüm lateral hareketleride dahil porselen için 1.5-2 mm boşluğun kalması gerekmektedir. Bu miktar posterior dişlerin oklüzal yüzeylerinde non-fonksiyonel tüberküllerde 2 mm fonksiyonel tüberküllerde ise 2.5 mm olacak şekilde ayarlanmalıdır (120). Böylece hem dayanıklı hem de estetik bir restorasyonun yapımı mümkün olabilmektedir. Aksiyel yüzeylerde ise kesim miktarı 1-1.5 mm olmalıdır (13,121).

Tam porselen kuron uygulanacak dişlerde yapılacak olan diş preparasyonunun metal-porselen kuronlarda yapılanlara benzer olmasına karşın servikal alanda oluşturulan basamak dizaynı, tam porselenler için yapılacak preparasyonda belirleyici rol oynamaktadır (13,119). Tam porselen kuronlar için genişliği en az 1 mm olan shoulder veya chamfer bitiş çizgisi kullanılabilir (13,121,122). Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli bir şekilde dağılmasını sağlarken, kuronun statik gücünü de arttırmaktadır (122).

Tam seramik restorasyonlar için geleneksel preparasyon ilkelerini izlemek sadece retansiyon açısından değil, dinamik yükleme sırasında restorasyonun stres dağılımı açısından da önemlidir (27,123).

Diş preparasyon prensipleri; biyolojik, mekanik ve estetik faktörler olmak üzere üç temel kategoriye ayrılır (13).

Biyolojik Faktörler: Diş preparasyonu sırasında komşu dişler, yumuşak dokular ve pulpa kolayca yaralanabilmektedir. Bu nedenle gereksiz yaralanmaları engellemek için işlemler dikkatli bir şekilde yapılmalıdır. Yetersiz preparasyon; marjinal uyumun sağlanamamasına, aşırı kuron konturuna buna bağlı olarak kuron kenarlarında oluşan bakteri plağı birikimine ve uzun dönemde diş sağlığının olumsuz etkilenmesine sebep olmaktadır (13).

Marjin yerleşimi supragingival ve subgingival olarak hazırlanabilmektedir. Ancak simante restorasyonların subgingival marjinleri epitelyal ataşmana zarar verdiğiinden periodontal hastalıklarda major etyolojik faktör olarak gösterilmektedir. Bu nedenle mümkün olduğunca supragingival marjin yerleşimi tercih edilmelidir. Buna karşın subgingival bitiş çizgisinin gerekli olduğu durumlar da vardır. Bunlar; yeterli kuron boyu elde edebilmek, erezyon, abrazyon gibi diş yapısındaki çeşitli defektleri kompanse edebilmek, kırık ve çürükleri preparasyon sınırlarına dahil edebilmek, endodontik tedavili dişlerde servikal kuron ferrulesi hazırlamak ve renklenmiş dişlerin estetiğinin geliştirilmesi gereken durumlardır (13,122).

Marjin dizaynı için göz önünde bulundurulması gereken kriterler;

- Preparasyonun fazla genişletilmesine sebep olmamalı ve desteksiz mine dokusu içermemelidir,
- Ölçü ve yalancı kök üzerinde kolay belirlenebilir olmalıdır,
- Mum örneğin bitirileceği belirgin sınırları olmalıdır,
- Restoratif materyal için yeterli yer sağlamalıdır,
- Diş yapısını korumalıdır.

Marjin dizaynı; künt basamaklı (shoulder), oluk biçimli (chamfer) ve bıçak sırtı (knife-edge) olmak üzere üç şekilde hazırlanabilir.

4.8.1.2 Künt Basamaklı Marjin

Dişin uzun eksenine dik olarak hazırlanan bu marjinal dizayn kuvvetlerin köke en iyi şekilde iletilmesini sağlar ve porselenin kırılmasına yol açabilecek gerilimleri azaltır. Estetiğin sağlanabilmesi ve restorasyonun uygun konturlara sahip olabilmesi için marjinal bölgede yer kazandırır. Tam porselen restorasyonlarda kullanılan bu basamak tipinde diğer marjin dizaynlarından daha fazla diş yapısı kaldırılır (121).

Bizotaj serbest dişeti kenarı seviyesindeki basamaktan diş eti cebine doğru ortalama 0.5 mm boyutunda açılı eğim preparasyonudur. Bizotajlı shoulder inley ve onleylerin proksimal kutularında diş eti bitim çizgisi olarak, onleylerin ve kuronların oklüzal basamaklarında kullanılır (121). Döküm restorasyonlar için uygun marjin şekli bizotajlı marjindir. Çürüğün, servikal erezyonun veya önceki restorasyona bağlı bir basamağın mevcut olması yapımını kolaylaştırır (13,121).

4.8.1.3 Oluk Biçimli Marjin

Bu tip basamak diş eti kenarında geniş bir açıyla sonlanmaktadır. Chamfer marjinler döküm-metal restorasyonlar veya metal-porselen kuronların metal bölümü için kullanılır. Bu marjinler kolayca görülebilir, materyal için yeterli boşluk sağlar ve anatomik olarak doğru aksiyel konturlamanın sağlanmasına olanak verir. Chamfer marjinler dikkatlice yerleştirilmeli ve desteksiz mine bırakılmamalıdır. Metal desteksiz restorasyonlarda iç açısı 90 dereceye yakın olan daha geniş yarıçapa sahip derin chamfer basamak kullanılabilir (13,121).

4.8.1.4 Bıçak Sırtı Marjin

Diş yapısı için konservatif olmasına karşın basamaksız marjinler restoratif materyal için yeterli alanın oluşmasını sağlayamaz. Bu durum aşırı aksiyel konturlu restorasyonların ortaya çıkmasına neden olabilir. Mandibuler posterior dişlerin lingual yüzeyinde, aşırı dişbükey aksiyel yüzleri olan dişlerde ve dişin eğildiği taraftaki yüzeyinde bıçak sırtı bitim şeklinin uygulanması gerekebilmektedir (13,121).

Mekanik Faktörler: Sabit protezler için preparasyon dizaynı bazı mekanik faktörlere dayanır. Mekanik faktörler; retansiyon formunun sağlanması, rezistans formunun sağlanması ve restorasyonun deformasyonun engellenmesi şeklinde üç kategoriye ayrılabilir.

Giriş yolu ya da diş kesiminin uzun eksenini boyunca etkileyen kuvvetler karşısında simante restorasyonların yerinden çıkmaya karşı gösterdiği direnç retansiyon (tutuculuk) adı verilir.

Tutuculuğun sağlanabilmesi için üzerinde durulması gereken en önemli aşama uygun preparasyon geometrisinin oluşturulmasıdır. Prepare edilmiş bir dişte birbirine karşıt iki vertikal yüzeyin bulunması tutuculuğun sağlanabilmesi için önemli bir ayrıntıdır. Teorik olarak diş preparasyonu sırasında paralel duvarlar oluşturulduğunda maksimum retansiyonun elde edildiği kabul edilse de bu durum pratik olarak mümkün

olmamaktadır. Çünkü paralellik elde edilmeye çalışılırken istenmeden oluşacak en küçük bir andırkat bile restorasyonun oturmasını engelleyebilmektedir. Bununla birlikte oluşabilecek andırkatlardan kaçınmak ve simantasyon sırasında restorasyonun rahatlıkla oturmasına izin vermek için aksiyel duvarlara bir miktar eğim verilebilir. Taper olarak adlandırılan bu eğim için 2-6.5 derece ideal olarak kabul edilir. Her biri 3 derecelik eğime sahip iki karşıt yüzey preparasyona 6 derecelik bir koniklik sağlanır (13,121).

Aksiyel duvar açılanması ile retansiyon arasındaki ilişki ilk kez deneysel olarak Jorgensen (1955) tarafından gösterilmiştir. Bu araştırmacı değişik aksiyel açılanmalara sahip Galalith konları üzerine maden başlıkları simante etmiş ve retansiyonu çekme testi ile ölçmüş, retansiyonun 10 derecelik açılanmada 5 dereceye göre yaklaşık olarak yarı yarıya düştüğünü bulmuştur (13).

Eğer restorasyon sınırlı giriş yoluna sahipse retansiyon bu yolun uzunluğuna ve yüzey alanına bağlıdır. Yüksek aksiyel duvarlı dişler, alçak olanlardan daha fazla retantiftir. Molar kuronlar premolar kuronlar ile eşit taper ile prepare edilseler bile, geniş çaplarından dolayı molar kuronlar daha fazla retansiyon gösterirler. Oklüzal yüzeyin total retansiyona katkısı yoktur (13).

Rezistans formu restorasyonun oklüzal kuvvetler altında hareket etmesini önler. Retansiyon ve rezistans kavramları genellikle birbirleriyle ilişkilidir. Rezistans üzerinde; preparasyon geometrisinin, yapıştırıcı ajanın fiziksel özelliklerinin, yer değiştirici kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü gibi faktörlerin etkisi bulunmaktadır. Preparasyon geometrisi retansiyonda olduğu gibi rezistansta da anahtar rol oynamaktadır (13).

Restorasyonun fonksiyon sırasında kalıcı deformasyona uğramaması için yeterli dirence sahip olması gerekmektedir. Aksi takdirde uygun olmayan alaşım seçimi, yetersiz diş preparasyonu veya alt yapı dizaynındaki hatalara bağlı olarak değişik başarısızlıklar ortaya çıkabilmektedir (13).

Estetik Faktörler: Restoratif diş hekimliği hastanın estetik beklentilerini yerine getirebilmelidir. Birçok hasta doğal görünümlü restorasyonlara sahip olmak ister. Ancak bu beklentiler doğrultusunda yapılacak tedaviler uzun dönemde hastanın ağız sağlığını ve fonksiyonunu zarara uğratmamalıdır (13).

4.8.1.5 Ölçü

Alınan ölçünün restorasyonun kenar uyumuna etkisi, ölçü alma aşamasında kullanılan tekniğin hassasiyetine veya kullanılan materyalin boyutsal stabilitesine bağlı olarak değişmektedir. Boyutsal stabilitesi yeterli olmayan ölçü maddeleriyle ve hassas olmayan tekniklerle alınan ölçülerde, elde edilen model ile preparasyon arasında oluşan boyutsal farklılık, restorasyon ile diş arasında uyumsuzluklara neden olmaktadır (13,118).

4.8.1.6 Restorasyonların Yapımında Kullanılan Materyaller

Protetik restorasyonun yapımında kullanılan materyallerin ısısal genleşme katsayılarının uyumlu olması ve aşınma direnci, elde edilen restorasyonların ağız içindeki başarısında önemli faktörlerdir. Ayrıca üretim aşamasında materyalin uğradığı boyutsal değişiklik restorasyonun kenar uyumunda önemli rol oynamaktadır (124).

4.8.1.7 Simantasyon

Diş hekimliğinde döküm işlemlerinde kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinden dolayı diş ile kuron arasında bir aralık kalması beklenir. Bu aralık siman ile doldurulur. Simanın erimesi çürük riski yaratır (125).

Dişte koniklik açısının azalması ve kenar bitim şekli yapıştırma için kullanılan simanın akıcılığını engelleyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olmaktadır (126). Siman film kalınlığındaki artış kuronun tam oturmasını engelleyebilir, oklüzyonda yükselmeye ve marjinal uyum bozukluklarına yol açabilir (127).

4.8.2 Marjinal Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Klinikte bir restorasyonun marjinal uyumunu incelemek için aşağıda belirtilen yöntemler kullanılabilir;

1. Sond yardımıyla dokunma yolu ile,
2. Bite-wing filmleriyle radyografik muayene ile,
3. Cardash metoduna göre bir ölçü materyali kullanarak.

Marjinal uyumun *in vitro* olarak ölçülmesi ve değerlendirilmesi için çeşitli yöntemler uygulanabilmektedir.

4.8.2.1 Direkt Yöntem

Direkt yöntem basit bir yöntemdir ve sıklıkla restorasyonların üretim aşamalarında oluşan distorsiyonun ölçümü için kullanılır. Bu yöntemde hazırlandığı örnek üzerine yerleştirilen restorasyonun stereomikroskop veya elektron mikroskopuyla

kenar aralığının fotoğrafı çekilir. Fotoğraflar üzerinde hem manuel ölçümler, hem de bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay değerlendirmeler yapılabilir. Bu yöntemin avantajı ölçüm yapılan restorasyonun zarar görmemesidir. Bu nedenle değişik aşamalar arasındaki fark rahatlıkla değerlendirilebilir. Bu yöntemin dezavantajı ise kuronların ölçüm işlemleri sırasında tekrar tekrar modele yerleştirilmesi sırasında aşınmaların oluşabilmesi ve kuronların her zaman tam oturmayarak standart sapmanın değişmesine sebep olmasıdır (124,128,129).

4.8.2.2 Kesit Alma Yöntemi

Kesit alma yöntemi daha zor ve zaman alıcıdır. Bu yöntemde örnekler, rezin içerisine gömülür ve kesit alınır. Bu nedenle kullanılan kuronların bir daha kullanılması mümkün değildir. Bu yöntem; inleylerin (130), metal-porselen (131,132) ve tam porselen kuronların (132-134) marjinal ve internal uyumlarının değerlendirilmesi için kullanılabilir.

4.8.2.3 Üç Boyutlu Yüzey Tarama Cihazları Kullanılarak Yapılan Ölçümler

Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi son yıllarda hızla gelişmektedir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların büyük bir kısmında üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Bu yöntemde, dışın preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılar ile üç boyutlu olarak taranmaktadır. Elde edilen veriler, bilgisayar programları ile değerlendirilmekte ve böylece restorasyona zarar vermeden her bölgedeki siman aralığının ve kenar uyumunun incelenmesi mümkün olmaktadır. Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet, üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı sonuçlara direkt olarak yansımaktadır (135).

4.8.2.4 Rezin Replika Yöntemi

Reçine replika yönteminde hazırlanan restorasyonun karbonize olabilen akrilikten duplikatı elde edilir. Ölçümler bu duplikat üzerinden mikroskop kullanılarak yapılır. Bu yöntemin avantajı, replikanın sahip olduğu silindirik form sayesinde mikroskop altında özel cihazlara bağlandığında rotasyonel hareketlerle birçok ölçümün kolaylıkla yapılabilmesidir. Yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan karbonize olabilen akrilikte meydana gelen boyutsal değişiklik ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturma ihtimalinin olmasıdır (136).

4.8.2.5 Siman Aralığı-Silikon Replika Yöntemi

Molin ve Karlsson (137) tarafından tarif edilen siman aralığı-silikon replika tekniği restorasyonların kenar ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır. Bu yöntemde ilk önce krunun içine akışkan silikon ölçü maddesi konur ve krun, dış ya da yalancı kök üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Silikon sertleştikten sonra parçalar birbirlerinden ayrılır. Dış ya da güdük krunndan ayrıldığında, krun iç kısmında kalan light-body silikonun üzerine, light-body silikona destek sağlaması için medium-body silikon enjekte edilir. Sonuçta oluşan yapıda light-body silikon kalınlığı siman aralığı ya da iç uyumunu gösterirken, medium-body silikonun bulunduğu bölge prepare edilen dışı temsil eder. Bu bileşik yapıdan alınan kesitler üzerinde mikroskop ile kolay bir şekilde ölçüm yapılır. Yöntemin dezavantajları ise, silikon materyalindeki boyutsal değişikliğin ölçümde sapmalara neden olması ve silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç nedeniyle krunun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimalinin olmasıdır (3,138,139).

Bu çalışmanın amacı, değişik yöntemlerle hazırlanan metal ve zirkonyum alt yapıların farklı kenar bitim şekillerindeki marjinal uyumlarını karşılaştırmaktır.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, dental uygulamalarda kullanılan farklı tipteki metal ve Y-TZP alt yapıların değişik kenar bitim şekillerindeki marjinal uyumları karşılaştırıldı. Kullanılan farklı alt yapı materyalleri ve hazırlama yöntemleri Tablo 3’de gösterildi.

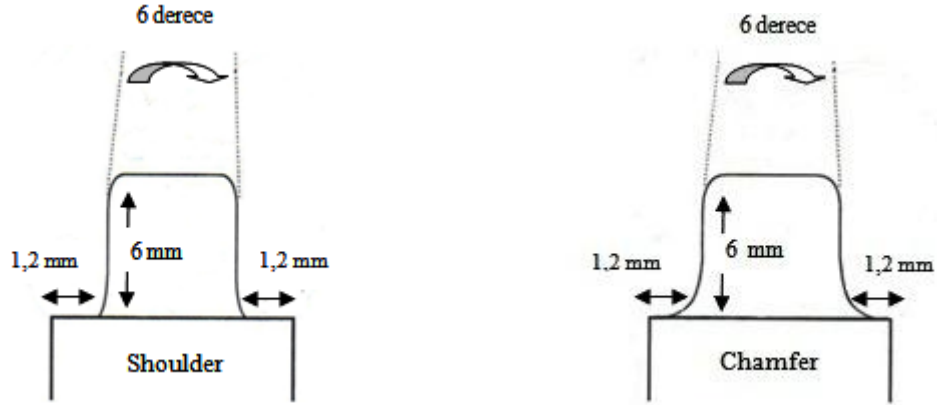
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller

Grup	Yöntem	Materyal	Üretici Firma
Döküm Metal	Konvansiyonel metal alt yapı	Co-Cr	Wirobond® C, Bego Dental, Bremen, Almanya
Freze Metal	CAD-CAM Sistem	Co-Cr metal blok	Yenadent, İstanbul, Türkiye
DLMS Metal	CAD-CAM Sistem	Co-Cr metal toz	Concept Laser Gmbh, Lichtenfels, Almanya
Zirkonzahn	Manuel dizayn Manuel üretim Pantografi	Y-TZP blok (yeşil aşama)	Stegger, Gais, İtalya
Lava	CAD-CAM Sistem	Y-TZP blok (presinterize)	3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya
DC-Zirkon	CAD-CAM Sistem	Y-TZP blok (tam sinterize)	DCS Precident, DCS Dental, Allswill, İsviçre

5.1 Ana Modelin Hazırlanması

Standardizasyonu sağlamak amacıyla kesilmiş dişleri temsil eden her bir basamak şeklinden 10’ar adet örnek 6 mm kuron boyu ve 3 derecelik aksiyel açıda olacak şekilde; grup 1; 1.2 mm chamfer basamak, grup 2; 1.2 mm shoulder basamak dizaynı ile paslanmaz çelik alaşımdan CNC torna tezgahında (Space Turn LB2000, Okuma Corp, Japonya) hazırlandı (Şekil 7). Metal güdüklerin kuron kısımlarının vestibül yüzeylerinde marjinal uyum ölçümleri sırasında örneklerin yer değiştirmesini önlemek için bir kilit oluşturuldu. Aynı bölgeden ve eşit sayıda ölçüm yapabilmek için güdüklerin basamak bölgesinin 1 mm altında frez yardımıyla eşit aralıklarla 20 adet çizgi çizilerek numaralandırıldı (Resim 1,2). Kuron üzerinde hazırlanan kilit hizasına karşılık gelen çizgi, ölçümler için başlangıç noktası olarak kullanıldı. Hazırlanan metal

güdükler paralelometre yardımı ile ark şeklindeki mum bloklara gömüldü (Resim 3). Bu bloklardan silikon esaslı ölçü maddesi (Speedex, Coltène/Whaledent AG, Langenau, Almanya) kullanılarak çift karıştırma tekniği ile alınan ölçülerden 60 adet chamfer, 60 adet shoulder bitim hattına sahip toplam 120 adet güdüklü model elde edildi. Daha sonra alt yapıların hazırlanma aşamasına geçildi.



Şekil 7. Metal güdüklerin kesitsel görünümü



Resim 1. Shoulder bitim hattına sahip metal güdük



Resim 2. Chamfer bitim hattına sahip metal güdük



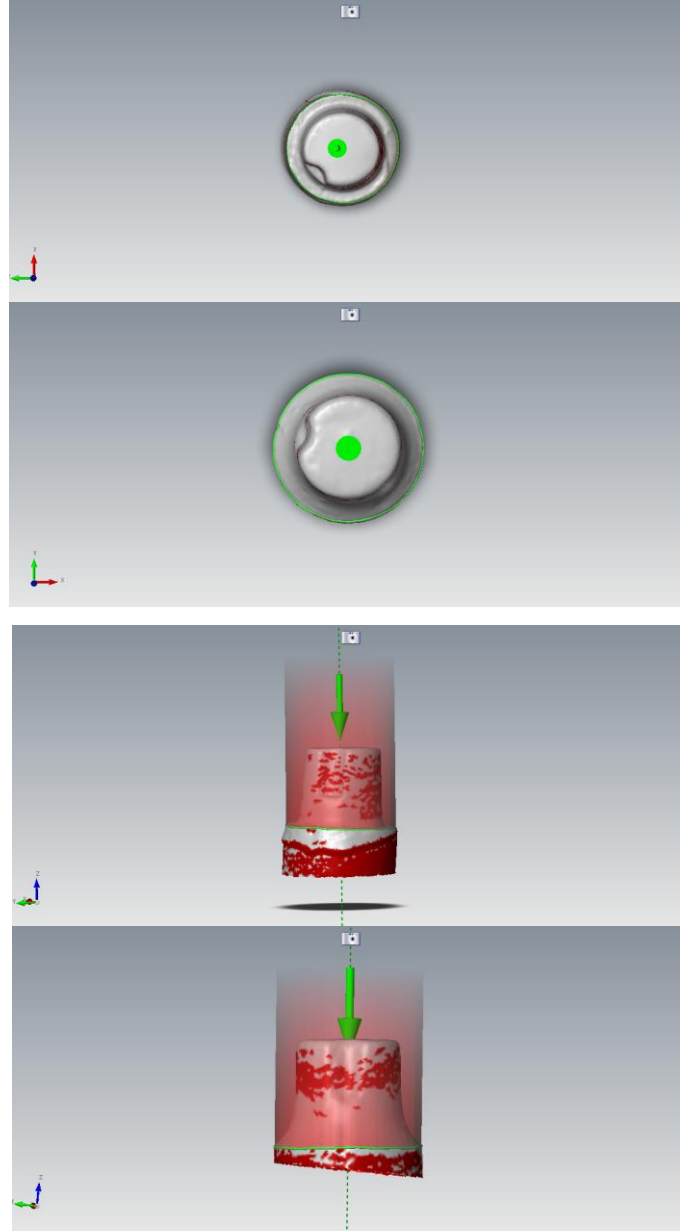
Resim 3. Ark şeklindeki mum bloklara gömülmüş metal güdükler

5.2 Konvansiyonel Döküm Yoluyla Elde Edilen Metal Alt Yapıların Hazırlanması

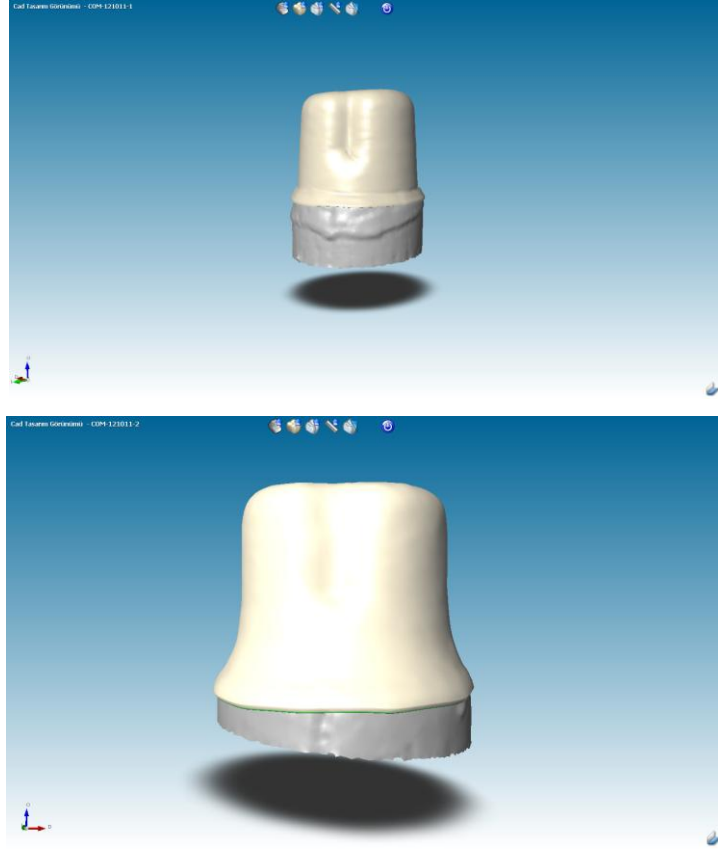
Kayıp mum tekniği ile hazırlanacak olan metal alt yapıların döküm işlemlerinde mum modelasyon yerine CAD-CAM yoluyla elde edilen polimetil metakrilat esaslı rezin alt yapılar kullanıldı. Bu nedenle önceden hazırlanmış olan modeller üç boyutlu optik tarayıcı (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) (Resim 4) ile bilgisayar ortamına aktarıldı. Rezin esaslı alt yapılar metal alt yapıların sahip olması gereken temel prensiplere uygun olarak, dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) (Resim 5,6) ile tasarlanarak polimetil metakrilat bloktan (Resim 7) freze makinesi (Yenadent D-40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) yardımı ile üretildi (Resim 8).



Resim 4. Dental Wings optik tarayıcı



Resim 5. Koping dizaynı (DWOS yazılım)



Resim 6. Dizaynı tamamlanmış alt yapılar (DWOS yazılım)

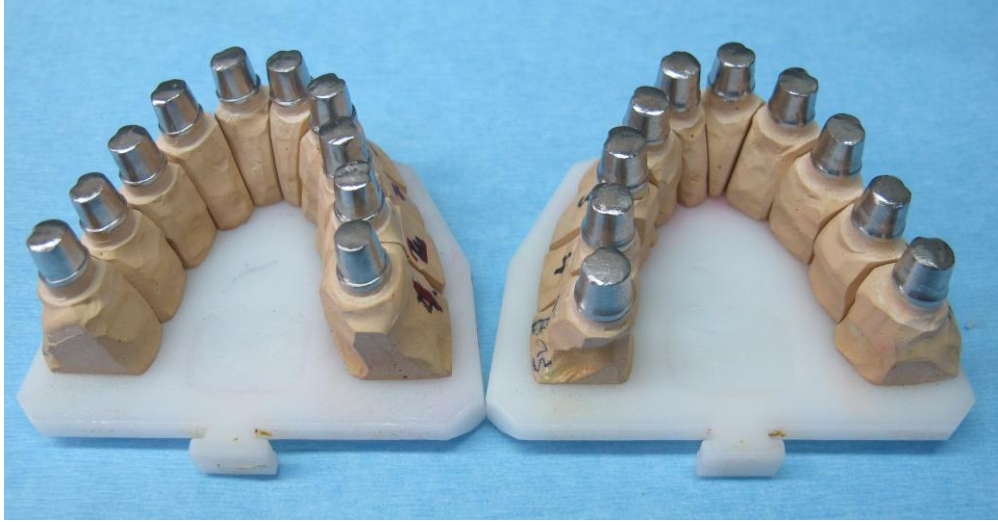


Resim 7. Polimetilmetakrilat blok



Resim 8. Yenadent D 40 freze makinesi

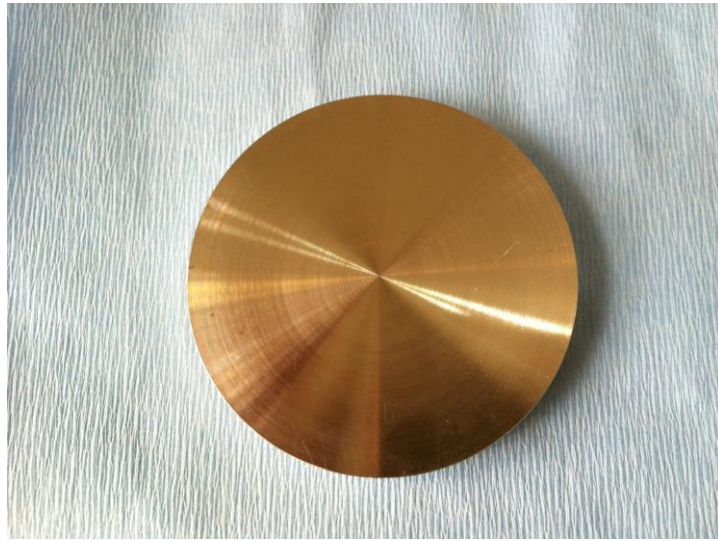
CAD-CAM yoluyla üretilen rezin esaslı alt yapılar döküm konisine bağlandı ve örneklerin üzerine yüzey gerilimi azaltıcı madde (Aurofilm, Bego, Almanya) uygulandı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan fosfat bağlantılı revetman (Bellavest T, Bego, Almanya) karıştırma apareyinde (Motova, Bego, Almanya) karıştırılarak manşete alma işlemi tamamlandı. Revetman sertleştikten sonra manşet, rezin örneğin uzaklaştırılması için ön ısıtma fırınına (Mikrotek Mfx-1025, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) konuldu ve 250⁰C’de 30 dk, daha sonra 950⁰C’de 30 dk bekletildi. Metal alt yapının dökümü kıymetsiz metal alaşımı (Wirobond® C, Bego Dental, Bremen, Almanya) kullanılarak indüksiyon döküm makinesinde (Mikrotek Inf-2010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) yapıldı. Revetman artıkları 50 µm’lik alüminyum oksit partikülleri (Korox 50, Bego, Almanya) ile kumlanarak temizlendi. Revetmanın temizlenmesi esnasında oluşabilecek madde kayıpları göz önüne alınarak, örneklerin kalınlığının 0.5 mm olup olmadığı dökümden sonra kumpas ile tek tek kontrol edildi. Standartların dışındaki örnekler çalışmaya dahil edilmeyip, yerlerine yeni dökümler yapıldı (Resim 9).



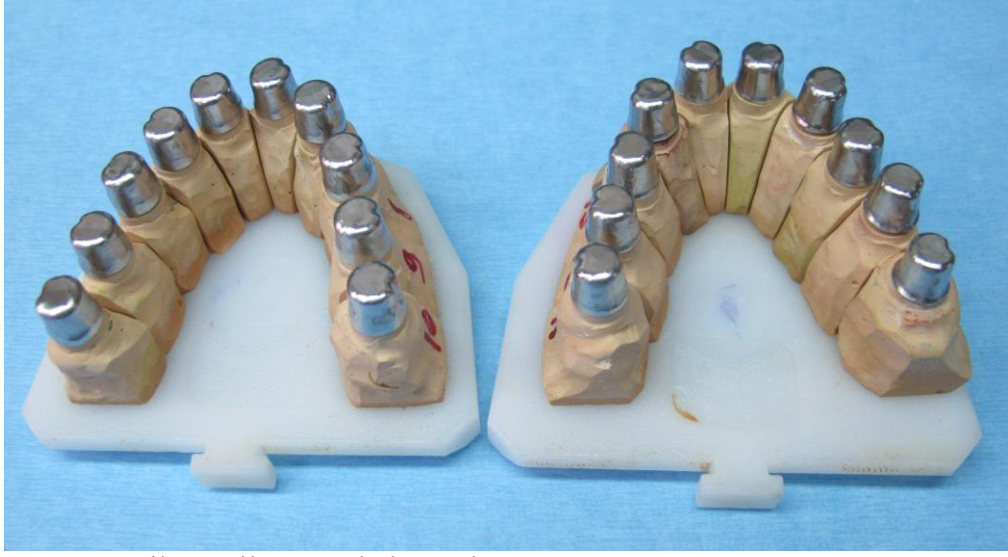
Resim 9. Döküm metal alt yapılar

5.3 Freze Tekniği ile Üretilen Co-Cr Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Önceden hazırlanmış olan modeller üç boyutlu optik tarayıcı (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) ile bilgisayar ortamına aktarıldı. Dijital model üzerinde metal alt yapıların sahip olmaları gereken temel prensiplere bağlı kalınarak dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımı ile metal alt yapılar tasarlandı. Dizayn aşamasından sonra 0.5 mm kalınlığındaki metal alt yapılar Co-Cr esaslı metal bloktan (Yenadent, İstanbul, Türkiye) freze makinesi (Yenadent D-40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) ile üretildi (Resim 10). Daha sonra örnekler kumpas ile tek tek kontrol edildi. Standartların dışındaki örnekler çalışmaya dahil edilmedi, yerlerine yenileri hazırlandı (Resim 11).



Resim 10. Co-Cr metal blok



Resim 11. Freze ile üretilen metal alt yapılar

5.4 Direkt Lazer Metal Sinterizasyonu (DLMS) Yoluyla Elde Edilen Co-Cr Metal Alt Yapıların Hazırlanması

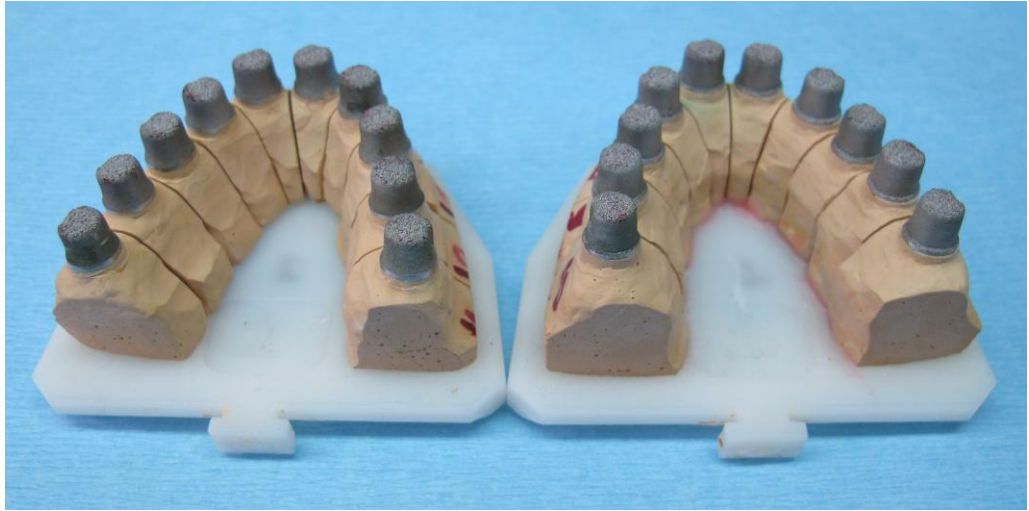
Alçı güdükler lazer tarayıcı (Openscan 100, Laserdenta GmbH, Bergheim, Almanya) ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 12). Tasarım işlemi dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımı ile alt yapıların sahip olması gereken temel prensiplere ve diğer metal alt yapıların tasarımında kullanılan verilere bağlı kalınarak gerçekleştirildi. Bilgisayar ortamında oluşturulan veriler, üretim kısmına aktarılarak lazer metal sinterizasyonu (Concept Laser GmbH, Lichtenfels, Almanya) yöntemiyle Co-Cr metal alaşımdan (Remanium® star CL, Dentaaurum GmbH, Pforzheim, Almanya) alt yapılar hazırlandı (Resim 13). Alt yapıların kalınlıkları 0.5 mm olacak şekilde tek tek kumpasla kontrol edildi. Standartlara uymayanlar çalışmaya dahil edilmedi, yerlerine yenileri yapıldı (Resim 14).



Resim 12. Openscan 100 lazer tarayıcı



Resim 13. DLMS yoluyla üretim yapan CAD-CAM cihazı



Resim 14. DLMS yoluyla üretilen metal alt yapılar

5.5 Zirkonzahn Örneklerin Hazırlanması

Kopya-freze esasına dayanan bu sistemde standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla alt yapıların ön şekli CAD-CAM sistemi ile rezin esaslı materyalden hazırlandı. Resin maketler Zirkonzahn manuel freze ünitesine (Zirkograph O25 ECO, Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya) (Resim 15) sabitlendikten sonra Zirkonzahn bloklarından alt yapıların üretim işlemine geçildi. Freze işlemlerinin bitirilmesinden sonra sinterizasyon fırınına (Zirkonofen 600/V2, Zirkonzahn GmbH, Gais, İtalya) konulan alt yapıların, 1500⁰C’de 8 saat süre ile sinterleme işlemi yapıldı. Sinterleme

işleminin tamamlanmasından sonra düzensizlikler kontrol edildi. Kalınlıklar kumpas ile ölçülerek 0.5 mm olmayan örnekler yeniden yapıldı (Resim 16).



Resim 15. Zirkonzahn manuel freze ünitesi



Resim 16. Zirkonzahn alt yapılar

5.6 Lava Örneklerin Hazırlanması

Hazırlanan modeller optik tarayıcı (LavaScan-ST, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) yardımı ile taranarak bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 17). Sinterleme büzülmesini kompanse etmek amacıyla %20 geniş hazırlanan alt yapıların dizayn işlemi Lava Dizayn (Lava Desing-LD, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) programı ile gerçekleştirildi. Dizayn işlemi tamamlanan alt yapılar, Lava bloklardan (Lava Zirkonya, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) freze ünitesinde (LavaForm, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) şekillendirildi (Resim 18). Daha sonra sinterizasyon fırınına (LavaTerm, 3M ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) yerleştirildi. Alt yapıların ön kurutması, oda sıcaklığına ayarlanan fırında 3.5 saat bekletilerek yapıldı. Sinterizasyon işlemi sıcaklığı kademeli olarak 2.5 saatte 1500⁰C'ye çıkarılan fırında 2 saat bekletilerek toplam 8 saatte tamamlandı. Sinterleme işleminden sonra örnekler kumpas

yardımıyla kontrol edildi, kalınlığı 0.5 mm den farklı olanlar yeniden yapıldı (Resim 19).



Resim 17. LavaScan-ST tarayıcı



Resim 18. Lavaform freze cihazı



Resim 19. Lava alt yapılar

5.7 DC-Zirkon Örneklerin Hazırlanması

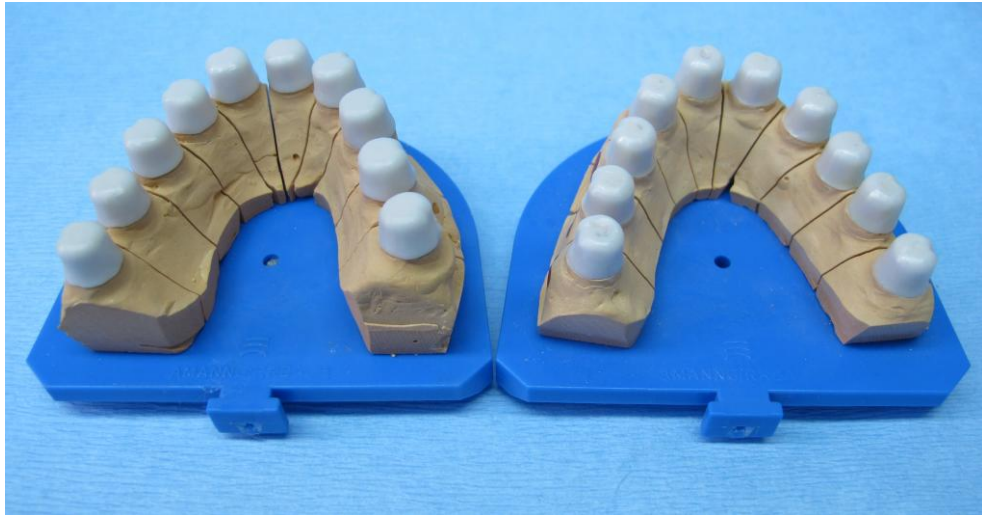
Tarayıcı ünitenin yalnızca beyaz rengi görebilmesinden dolayı, hazırlanan güdüklü modellerin bütün yüzeyleri day spreyle kaplandı. Daha sonra güdükler lazer tarayıcı (Preciscan, DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) yardımı ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 20). Elde edilen veriler doğrultusunda sistemin kendine özgü olan yazılım (DCS Dentoform, DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) programı kullanılarak uygun alt yapı dizaynı yapıldı. Yazılım üzerinde oluşturulan veriler freze ünitesine (Precimill, DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) aktarılarak alt yapıların tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon, DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) üretimine başlandı (Resim 21). Freze işlemi yaklaşık üç saat sürdü. DC-Zirkon blok sinterlenmiş olduğundan sinterleme işlemine tabi tutulmadı. Kumpas ile kalınlıklar ölçüldü, 0.5 mm olmayan örnekler yeniden hazırlandı (Resim 22).



Resim 20. Preciscan tarayıcı



Resim 21. Precimill freze cihazı



Resim 22. DC-Zirkon alt yapılar

5.8 Marjinal Uyum Ölçümleri

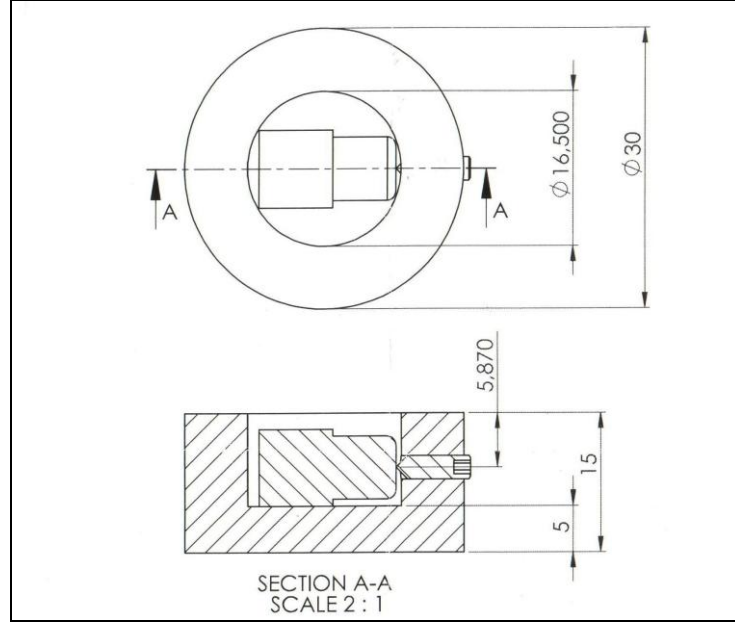
Marjinal uyum ölçümleri deneyimli kişiler tarafından üretici firmanın talimatları doğrultusunda kalibrasyonu yapılan stereomikroskop (Leica MZ 16, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) kullanılarak metal güdükler üzerinde yapıldı (Resim 23). Metal güdükler üzerindeki örneklerin ölçümler esnasında hareket etmemeleri ve sürekli olarak belirli bir kuvvet altında stabil kalmalarını sağlayabilmek amacıyla ölçümler esnasında torklu bir vida (Zimmer Dental, Carlsbad, USA) ile çalışan düzeneğe (Resim 24) oluşturuldu (Şekil 8).



Resim 23. Marjinal uyum ölçümlerinde kullanılan stereomikroskop



Resim 24. Marjinal uyum ölçümleri için hazırlanan düzenek



Şekil 8. Ölçüm düzeneğinin kesitsel görünümü

Düzenek içerisine yerleştirilen örneklerin basamak kısımlarından x40 büyütmede dijital fotoğraflar çekilerek analiz programına (Leica Application Suite v. 3.3.1, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) aktarıldı. Bu program üzerinde elde edilen görüntülerden metal diş örneği üzerinde basamak kısmının hemen altında oluşturulan işaretlerin rehberliğinde her çizginin olduğu bölgede kuronun bitim sınırı ile metal diş örneği üzerinde oluşturulmuş olan basamak arasındaki mesafe ölçüldü. Bu şekilde metal diş örneği üzerinde saat yönünde ilerleyerek rehber noktaların olduğu bölgelerden ölçümler tamamlandı ve her örnek için 20 adet ölçüm değeri kaydedildi. Elde edilen bu 20 ölçüm değerinin ortalaması alındı ve bu değer, ölçümü yapılan örnek için marjinal uyum değeri olarak kaydedildi. Tüm ölçümler mikrometre (μm) cinsinden hesaplandı.

5.9 Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS istatistik paket programı (SPSS 15.0, Chicago, IL, USA) ile değerlendirildi. Verilerin dağılımını belirlemek için normallik testi uygulandı. Bu test sonucunda iki grup arasındaki farklılıklar incelenip normal dağılmayan değişkenlerde Mann Whitney U Testi, üç ve daha fazla gruplar arasındaki farklılık incelenirken Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H Testi kullanıldı.

6. BULGULAR

Çalışmada incelenen materyal gruplarında tespit edilen marjinal aralık ölçüm değerleri ve bu değerler arasında fark olup olmadığının belirlenmesinde kullanılan Kruskal Wallis H Testi sonuçları Tablo 4’de gösterilmiştir.

Tablo 4. Marjinal aralık ölçüm değerlerinin ortalama, medyan, minimum, maksimum, standart sapma değerleri ve Kruskal Wallis H Testi sonuçları (n= 10) (µm)

		Değer				Kruskal Wallis H Testi			
		Ort.	Medyan	Min	Max	Ss.	Sıra Ort.	H	P
Shoulder	Döküm Metal ^{bc}	36.00	35.50	23.00	49.00	8.27	30.35	38.256	0.000
	Freze Metal ^b	44.30	45.50	32.00	57.00	8.55	39.35		
	DLMS Metal ^{bc}	32.10	28.50	20.00	66.00	14.16	21.40		
	Zirkonzahn ^a	91.30	94.00	72.00	107.00	11.29	55.50		
	Lava ^c	24.10	25.50	17.00	28.00	3.45	12.00		
	DC-Zirkon ^{bc}	33.00	30.00	20.00	56.00	11.15	24.40		
Chamfer	Döküm Metal ^c	25.10	24.00	20.00	31.00	3.98	15.20	48.672	0.000
	Freze Metal ^b	52.40	54.00	34.00	68.00	10.92	36.35		
	DLMS Metal ^c	27.60	26.00	17.00	37.00	6.35	18.80		
	Zirkonzahn ^a	99.90	95.50	68.00	147.00	27.84	53.80		
	Lava ^c	24.20	23.50	13.00	47.00	10.23	13.10		
	DC-Zirkon ^{ab}	75.00	67.00	53.00	132.00	22.69	45.75		

*Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01).

Shoulder bitim hattı uygulanan örneklerde yapılan Kruskal Wallis H Testi sonucunda aşağıdaki bulgular elde edilmiştir;

- Farklı materyal gruplarında elde edilen marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı (p<0.01) olduğu,

- Metal alt yapılar kendi aralarında değerlendirildiğinde, marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı ($p>0.01$) olmadığı,

- Zirkonyum esaslı alt yapılardan Zirkonzahn grubuna (91.30 μm) ait örneklerde en fazla marjinal aralık ölçüm değerleri saptanmış, bu değerlerin Lava (24.10 μm) ve DC-Zirkon (33.00 μm) materyallerinden hazırlanan örneklerde elde edilen değerlerden anlamlı farklılık ($p<0.01$) gösterdiği,

- Lava ve DC-Zirkon örneklerde tespit edilen marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı ($p>0.01$) olmadığı,

- Lava materyalinden hazırlanan örneklerde en az marjinal aralık ölçüm (24.10 μm) değerleri tespit edilmiş, bu değerlerin freze yoluyla üretilen metal alt yapılardan (44.30 μm) ve Zirkonzahn alt yapılardan (91.30 μm) anlamlı farklılık ($p<0.01$) gösterdiği, diğer gruplardan ise anlamlı ($p>0.01$) farklılık göstermediği istatistiksel olarak saptanmıştır (Tablo 4).

Chamfer bitim hattı uygulanan örneklerde yapılan Kruskal Wallis H Testi sonucunda aşağıdaki bulgular elde edilmiştir;

- Materyal gruplarının marjinal aralık ölçüm değerleri arasında anlamlı farklılık ($p<0.01$) olduğu,

- En fazla marjinal aralık ölçüm (99.90 μm) değerleri Zirkonzahn'dan hazırlanan örneklerde tespit edilmiş, bunu DC-Zirkon örnekler (75.00 μm) takip etmiştir. Bu alt yapıların marjinal aralık ölçüm değerlerinin kendi aralarında anlamlı bir farklılık göstermemesine karşın ($p>0.01$), Zirkonzahn'dan hazırlanan örneklerdeki marjinal aralık ölçüm değerlerinin diğer tüm alt yapılardan anlamlı ($p<0.01$) farklılık gösterdiği,

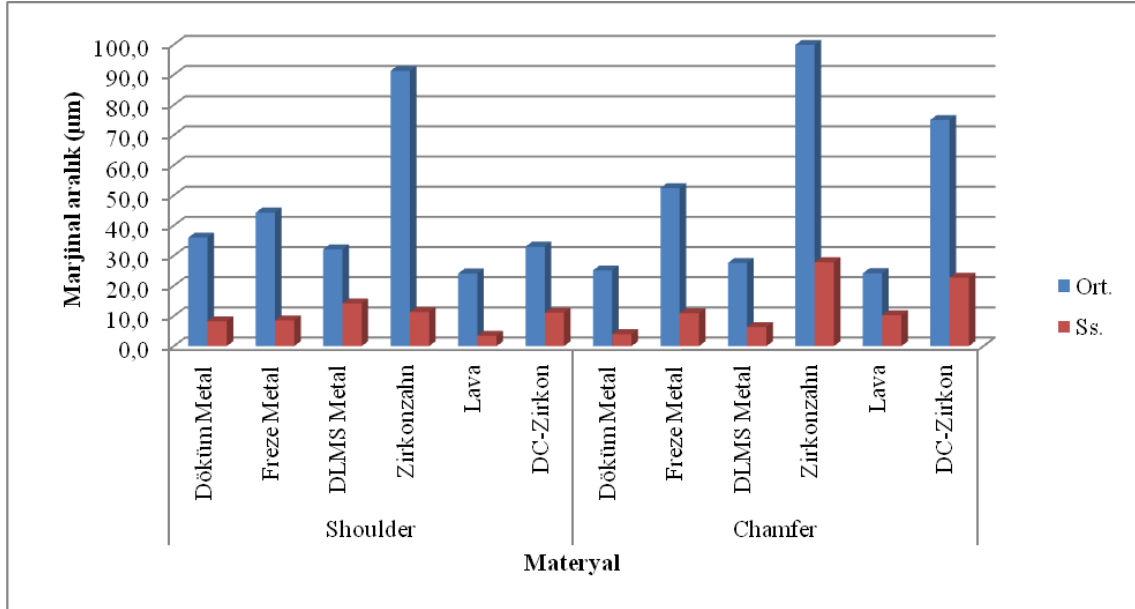
- DC-Zirkon alt yapılar ile freze metal alt yapıların marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı ($p>0.01$),

- Metal alt yapılar kendi aralarında değerlendirildiğinde, freze yoluyla elde edilen metal alt yapıların (52.40 μm), diğer metal alt yapılardan anlamlı derecede yüksek marjinal aralık ölçüm değerlerine ($p<0.01$) sahip olduğu,

- En düşük marjinal aralık ölçüm değerleri, Lava (24.20 μm)'dan hazırlanan örneklerde elde edilmiş ve bu değerlerin freze yoluyla elde edilen metal alt yapılar (52.40 μm), DC-Zirkon (75.00 μm) ve Zirkonzahn (99.90 μm) gruplarından anlamlı derecede ($p<0.01$) farklı olduğu, diğer gruplarla yapılan karşılaştırmalarda ise anlamlı ($p>0.01$) bir farklılığın bulunmadığı istatistiksel olarak saptanmıştır (Tablo 4).

Her iki basamak tipinde de Zirkonzahn alt yapıların en fazla, Lava alt yapıların ise en az marjinal aralık ölçüm değerlerini gösterdiği bulunmuştur (Tablo 4).

Materyal gruplarına göre marjinal aralık ölçüm değerlerinin dağılımı Şekil 9'da gösterilmiştir.



Şekil 9. Materyal gruplarına göre marjinal aralık ölçüm değerlerinin dağılımı

Her bir alt yapı materyali için oluşturulan iki farklı basamak şeklinde elde edilen marjinal aralık ölçüm değerleri ve değerlendirmede kullanılan Mann-Whitney U testi sonuçları Tablo 5’de gösterilmiştir.

Tablo 5. Marjinal aralık ölçüm değerlerinin iki farklı bitim şeklindeki ortalama, medyan, minimum, maksimum, standart sapma değerleri ve Mann-Whitney U testi sonuçları (n=10) (µm)

		Değer					Mann-Whitney U		
		Ort.	Medyan	Min	Max	Ss.	Mean Rank	U	P
Döküm Metal	Shoulder	36.00	35.50	23.00	49.00	8.27	14.50	10.00	0.002
	Chamfer	25.10	24.00	20.00	31.00	3.98	6.50		
Freze Metal	Shoulder	44.30	45.50	32.00	57.00	8.55	8.25	27.50	0.089
	Chamfer	52.40	54.00	34.00	68.00	10.92	12.75		
DLMS Metal	Shoulder	32.10	28.50	20.00	66.00	14.16	10.85	46.50	0.791
	Chamfer	27.60	27.00	17.00	37.00	6.35	10.15		
Zirkonzahn	Shoulder	91.30	94.00	72.00	107.00	11.29	10.05	45.50	0.733
	Chamfer	99.90	95.50	68.00	147.00	27.84	10.95		
Lava	Shoulder	24.10	25.50	17.00	28.00	3.45	11.70	38.00	0.362
	Chamfer	24.20	23.50	13.00	47.00	10.23	9.30		
DC-Zirkon	Shoulder	33.00	30.00	20.00	56.00	11.15	5.60	1.00	0.000
	Chamfer	75.00	67.00	53.00	132.00	22.69	15.40		

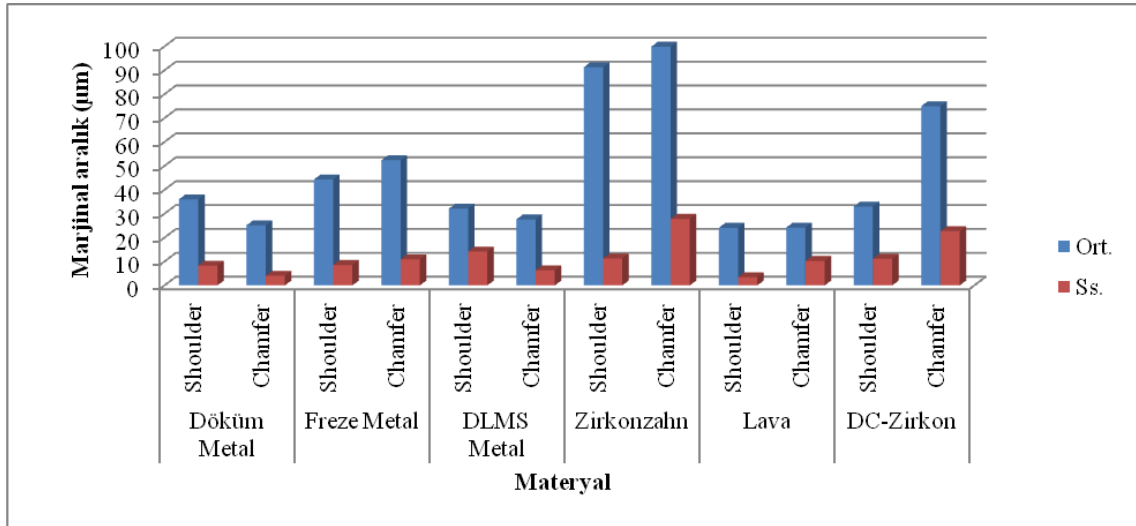
Mann-Whitney U testi sonucunda aşağıdaki bulgular elde edilmiştir;

- Döküm tekniği ile üretilen shoulder (36.00 μm) ve chamfer (25.10 μm) bitim şekillerine sahip metal alt yapılarda elde edilen marjinal aralık ölçüm değerleri arasında anlamlı ($p<0.05$) farklılık olduğu,

- Freze ve lazer metal sinterizasyonu yoluyla elde edilen metal alt yapıların, Lava ve Zirkonzahn alt yapıların shoulder ve chamfer bitim şekillerinde ölçülen marjinal aralık ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı ($p>0.05$),

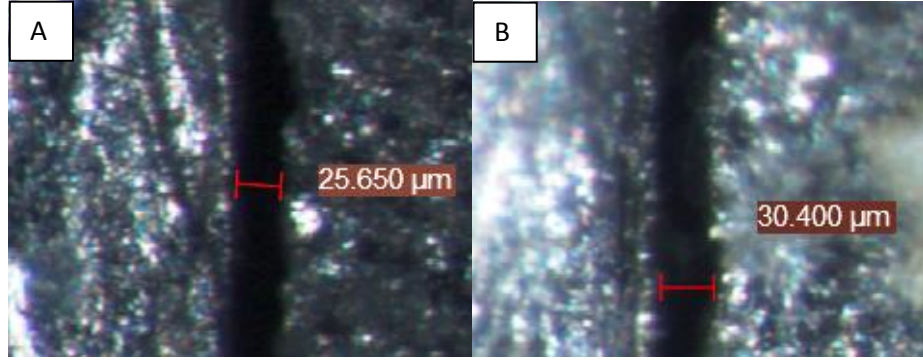
- Shoulder (33.00 μm) ve chamfer (75.00 μm) bitim şekillerine sahip DC-Zirkon alt yapıların marjinal aralık ölçüm değerlerinin anlamlı farklılık ($p<0.05$) gösterdiği istatistiksel olarak saptanmıştır (Tablo 5).

Alt yapıların iki farklı bitim şeklindeki marjinal aralık ölçüm değerlerinin dağılımı Şekil 10'da gösterilmiştir.

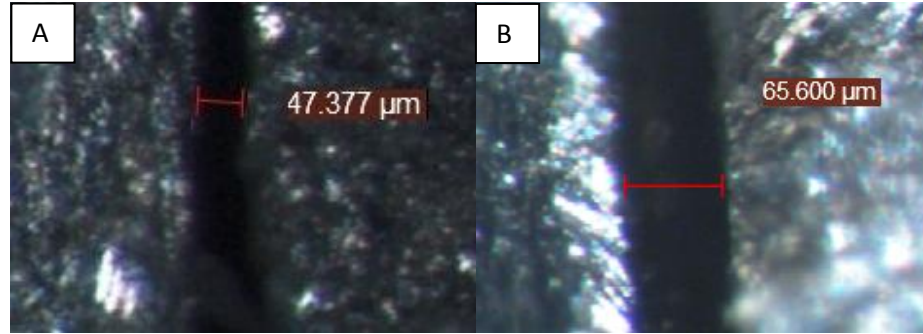


Şekil 10. Alt yapıların iki farklı bitim şeklindeki marjinal aralık ölçüm değerlerinin dağılımı

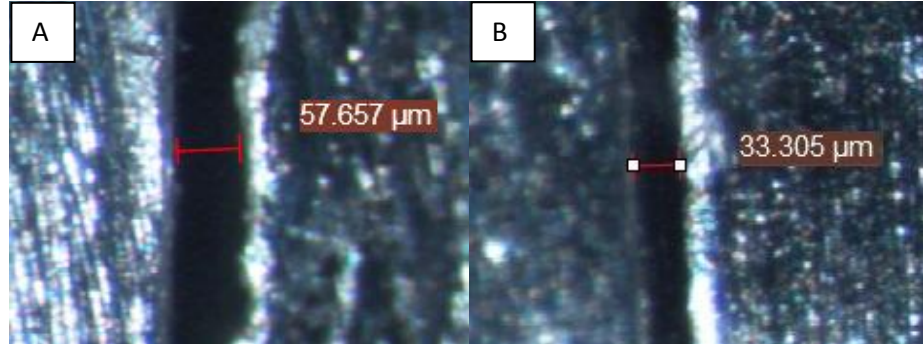
Her gruptan bir örnekten alınan marjinal aralık görüntüleri Resim 25-30'da verilmiştir.



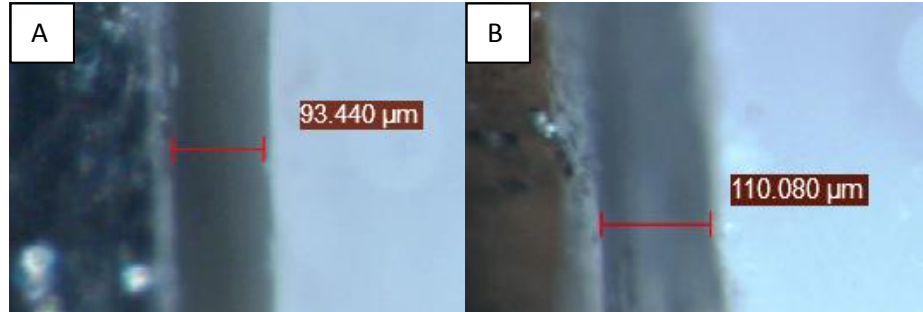
Resim 25. Döküm metal alt yapılara ait stereomikroskop görüntüleri, A: shoulder, B: chamfer bitim hattına sahip örnek (x40 büyütme)



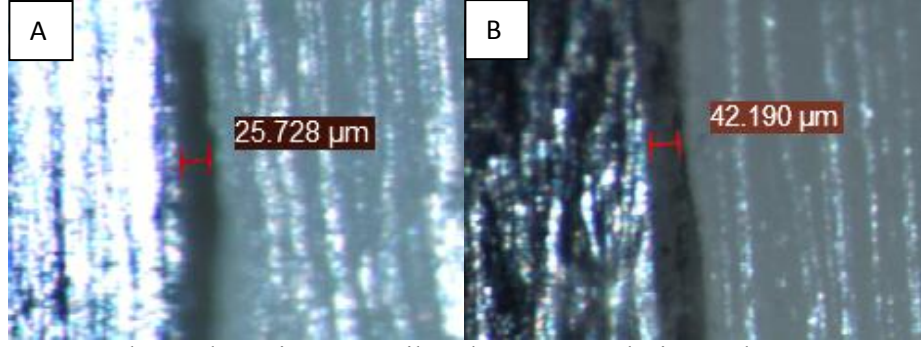
Resim 26. Freze metal alt yapılara ait stereomikroskop görüntüleri (x40 büyütme)



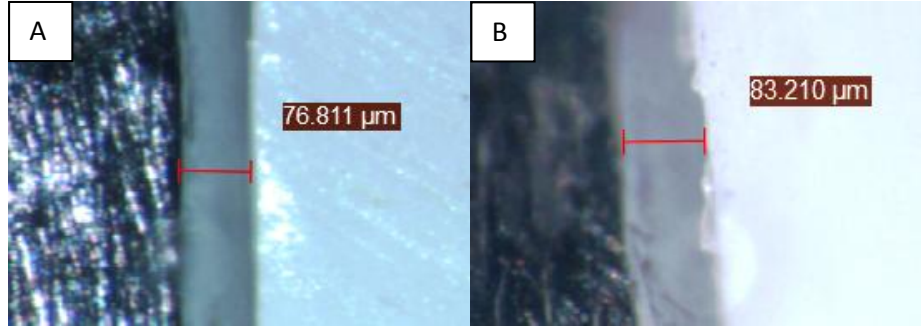
Resim 27. DLMS yoluyla üretilen metal alt yapılara ait stereomikroskop görüntüleri (x40 büyütme)



Resim 28. Zirkonzahn alt yapılara ait stereomikroskop görüntüleri (x40 büyütme)



Resim 29. Lava alt yapılarına ait stereomikroskop görüntüleri (x40 büyütme)



Resim 30. DC-Zirkon alt yapılarına ait stereomikroskop görüntüleri (x40 büyütme)

7. TARTIŞMA

Sabit protetik restorasyonların optimal marjinal adaptasyonu, protezlerin biyolojik ve mekanik olarak stabil kalmasını sağlayan en önemli faktördür (1,2,140,141). Bu nedenle yapılan çalışma ile değişik şekilde üretilen metal ve zirkonyum esaslı alt yapıların klinik başarısında etkili olan marjinal uyum değerlerinin incelenerek literatürlere katkı sağlanması düşünülmüştür.

Porselen materyalinin kırılabilirliği, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı dayanımının yetersiz olması, metal alt yapı ile desteklenmesine neden olmuş, böylece mekanik başarısızlıklar ortadan kaldırılarak dirençli restorasyonlar elde edilmiştir. Metal-porselen restorasyonların ışık geçirgenliğinin az olması estetik özelliklerinde olumsuzluk oluştursa da, günümüzde sabit protetik restorasyonlarda halen altın standart olarak kabul edilmektedirler (21).

İlerleyen teknoloji ile birlikte fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilen seramik materyallerinin kullanım alanları artmıştır. Özellikle son yıllarda tam porselen kuronlar, üstün estetik özelliklerinden dolayı ön ve arka grup dişlerin restorasyonunda tercih edilen tedavi alternatifleri haline gelmiştir (20).

Conrad ve arkadaşları (20) sabit bölümlü protezlerde yapmış oldukları klinik takip çalışması sonucunda; metal destekli porselen restorasyonlarda 5 yılda %95-98, 10 yılda %90 ve 15 yılda %85, tam porselen restorasyonlarda ise 2-5 yılda %88-100, 5-14 yılda %84-97 arasında başarı oranları saptamışlardır.

Marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde; güdük materyali olarak bazı araştırmalarda değişik tipte standardize metal güdüklerin (142-148), rezin modellerin (22,149-151) ve implant dayanakların (152) kullanıldığı, bazı çalışmalarda ise çekilmiş insan dişlerinden faydalandığı bu şekilde klinik aşamaların taklit edildiği görülmektedir (91,153-156). Çekilmiş dişler üzerinde yapılan çalışmalarda preparasyon işlemleri tek bir araştırmacı tarafından yapılmasına rağmen standardizasyonun sağlanması kolay olmamaktadır. Buna karşın metal güdükler, preparasyon işlemlerinin kolaylıkla standardize edilebilmesi, üretim aşamalarında ve ölçüm işlemleri esnasında aşınma görülmemesi gibi nedenler ile kullanılan diğer güdük materyallerinden daha avantajlıdır (128). Rosentritt ve arkadaşları (157) doğal diş, metal alaşımı ve polimer güdükler üzerinde hazırladıkları tam porselen molar kuronların marjinal uyumunu SEM (Scanning Electron Microscope) ile değerlendirmişler, marjinal uyum açısından yapay

güdükleler ile doğal diş arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Yukarıdaki araştırmacıların tespit etmiş oldukları bulgular doğrultusunda çalışmada, standardizasyonu sağlamak için, prepare edilmiş molar diş temsil edecek şekilde CNC torna tezgahında temel preparasyon prensipleri dikkate alınarak (14,121) hazırlanan paslanmaz çelik alaşım güdükleler kullanılmıştır. Daha sonra tek bir ana model üzerinde bütün marjinal uyum ölçümleri yapılmıştır.

Beuer ve arkadaşları (158), 4°, 8° ve 12°'lik taper açısına sahip preparasyonların marjinal aralıklarını incelemişler ve uyumun taper açısı ile doğru orantılı bir şekilde arttığını belirtmişlerdir. Nakamura ve arkadaşları (159) çalışmalarında; Cerec 3 kuronları 4°, 8° ve 12°'lik eğim açılarıyla değerlendirmişler, taper açısının marjinal uyumu etkilemediğini tespit etmişlerdir. Marjinal uyumu araştıran *in-vitro* çalışmalar incelendiğinde, kullanılan güdüklelerin genellikle 6°'lik taper açısına sahip olduğu görülmektedir (147,156,160,161). Bu nedenle kullanılan metal güdükleler 6°'lik taper açısı ile hazırlanmıştır.

Çalışmada tüm alt yapıların hazırlanma işlemleri alçı modeller üzerinde yürütülmüş, marjinal uyum değerlendirmeleri ise metal güdükleler üzerinde yapılmıştır. Metal güdüklelerin duplikasyonu sırasında uygulanan ölçü tekniği ve model elde etme işlemlerinin, sonuç restorasyonun marjinal uyumu üzerinde etkisinin olabileceği bilinmektedir (118,162). Literatürlerde, silikon ölçü maddeleri ve iki aşamalı ölçü tekniği kullanılarak güdüklelerin duplike edilmesi ile boyutsal olarak daha doğru alçı modeller elde edilebileceğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır (163,164). Marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmalarda çift aşamalı ölçü teknikleri sıklıkla kullanılmaktadır (22,165). Wöstmann ve arkadaşları (166) bitim hattının net olarak belirlenebildiği ve kuru bir şekilde tutulabildiği durumlarda tek veya çift aşamalı ölçü tekniklerinin marjinal uyum üzerine etkilerinin göz ardı edilebilecek düzeyde olduğunu belirtmişlerdir. İncelenen tüm örnekler için aynı prosedür uygulandığından çalışmanın sonuçları açısından ölçü işlemlerinin etkisi değerlendirilmeye alınmamıştır.

Amerikan Diş Hekimleri Birliği Specification No:8'de siman aralığının 25 µm civarında olması gerektiği bildirilmiştir (161). Shillingburg ve arkadaşları (121) ise bu aralığın 20-40 µm arasında olması gerektiğini ifade etmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmada, dizayn aşamasında alt yapılar için siman aralığı 30 µm olarak standardize edilmiştir. Siman aralığı, tamamen dizayn programları üzerinden

ayarlandığından ilave bir day spacer uygulanmasına gerek kalmamış, böylece uygulayıcıya bağlı olarak oluşabilecek farklılıkların önüne geçilmiştir. Siman boşluğu, basamaktan 0.5 mm yukarıdan başlayacak şekilde oluşturulduğundan marjinal aralık üzerine etkisi olmamıştır. Die spacer uygulaması ve siman aralığının değiştirilmesinin restorasyonun uyumunu etkileyebileceği bildirilmektedir (167).

Marjinal uyumu incelemek için değişik teknikler bulunmasına (128) karşın, bu çalışmada birçok *in-vitro* yöntemde kullanılan (142,146,152,153) direkt mikroskopik ölçüm tekniği ile marjinal aralık değerleri saptanmıştır. Bu teknik ile restorasyona veya güdüğe zarar verilmeden, basamakla restorasyon arasındaki mesafe kolay ve hızlı bir şekilde ölçülebilmektedir. Çalışmada, marjinal aralık ölçüm noktalarının net bir şekilde belirlenebilmesi, aynı doğrultu üzerinde yer alması ve her bir örnek için aynı noktadan ölçümlerin yapılabilmesi için güdükler üzerinde eşit aralıklarla belirli noktalar oluşturulmuş, böylece ölçüm doğruluğu artırılmaya çalışılmıştır. Groten ve arkadaşları (168) In-ceram kuronlarının marjinal uyumunu SEM ve ışık mikroskobu ile incelemişler, elde edilen veriler arasında anlamlı bir farklılığın bulunmadığını, her iki metotda da elde edilen verilerin güvenilir olduğunu belirtmişlerdir.

Stereomikroskop ile yapılan direkt mikroskopik ölçümlerde dikey marjinal aralık değerlendirilebilirken, horizontal yöndeki uyumsuzlukların değerlendirilmesi mümkün olmamaktadır. Dikey marjinal aralığın değerlendirilmesi klinik olarak kuron simantasyonundan sonra açıkta kalacak siman yüzeyi ve buna bağlı oluşacak siman çözünmesinden dolayı ortaya çıkabilecek başarısızlıklar açısından oldukça önemlidir. Horizontal yöndeki uyumsuzluklar ise daha çok restorasyonların temizlenebilirliğine ve plak retansiyonuna dolayısıyla da periodontal rahatsızlıklara neden olmaktadır (155). Bu nedenle, çalışmada dikey marjinal aralığın değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Marjinal uyumun incelenmesi için yapılan çalışmalarda ölçüm noktalarının sayısı konusunda ortaya konulmuş herhangi bir standart yoktur (128,169,170). Groten ve arkadaşları (115), marjinal uyum açısından değerlendirilecek kuronlarda ölçüm yapılacak nokta sayısının artırılmasının standart sapmaları azaltacağını ve elde edilen sonuçların klinik açıdan daha güvenilir olacağını belirtmişler, ideal olarak 50 noktada ölçüm yapılmasını veya en azından 20-25 noktada değerlendirme yapılmasını, ölçüm sayısının 4-12 arasında yapılacağı durumlarda ise örnek sayısının artırılması gerektiğini

ifade etmişlerdir. Bu doğrultuda ölçüm işlemi; her bir grup için hazırlanan 10 örnek üzerinde 20 ölçüm noktasında yapılmıştır.

Tek ya da çok üyede yapılan marjinal uyum çalışmaları sonucunda, marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olmadığı istatistiksel olarak saptanmıştır (2,136,144,149,171-173). Bu nedenle araştırma, tek üye üzerinde çok bölgeden ölçüm yapılacak şekilde planlanmıştır.

Alt yapı uyumunun bitirilmiş bir restorasyonun uyumunu tanımlaması (174-176) nedeni ile çalışmada, marjinal uyum ölçümleri alt yapılara üst yapı porseleni uygulanmadan yapılmıştır. Yapılan bu çalışmada, dış faktörlerin etkisi göz ardı edilerek metal ve zirkonyum esaslı alt yapıların direkt olarak üretim sonuçlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Simantasyon işlemlerinin restorasyonların marjinal aralığında artışa neden olduğu (177) ve değişik üretim tekniklerinin ilk hassasiyetlerinin değerlendirilmesini sınırladığı bilinmektedir. Bu nedenle yapılan marjinal uyum değerlendirmelerinde simantasyon işlemi yapılmamıştır (143,168). Ölçüm işlemleri sırasında örneklerin güdükler üzerindeki pozisyonlarını koruyabilmesi ve standart bir yük altında ölçümlerin yapılabilmesi için 10 Newton kuvvet uygulayan torklu bir vidaya sahip düzene kullanılmıştır (143).

Endüstrinin diğer alanlarında sıklıkla kullanılan CAD-CAM sistemleri, diş hekimliğinde de her geçen gün gelişmeye devam etmekte ve geleneksel tekniklere alternatif olarak önem kazanmaktadır. CAD-CAM sistemleri tam porselen restorasyonların üretiminde kullanılan yöntemlerden biridir. Bu teknoloji ile birlikte restorasyonlar seramik bloklardan bilgisayar yardımıyla ya da kopyalama tekniği ile tasarım ve üretim yoluyla elde edilmektedirler. Metal veya zirkonyum oksit bloklardan alt yapıların üretimi günümüzde dental laboratuvarlarda CAD-CAM sistemleri kullanılarak rutin bir şekilde yapılmaktadır (1,75,79,98).

CAD-CAM sistemlerinde restorasyonun tasarlanmasında kullanılan yazılımdan kaynaklanan kısıtlamalar, tarayıcı kameranın sahip olduğu donanım kısıtlamaları ve aşındırıcı ünitenin hassasiyeti oluşturulan restorasyonun kenar uyumunu etkilemektedir (20). CAD-CAM sistemlerinde direkt diş üzerinden veya hazırlanan yalancı köklü model üzerinden elde edilen veriler doğrultusunda üretim yapılmaktadır. Bu nedenle CAD-CAM sisteminin tarayıcısının okuma hassasiyeti restorasyonun kenar ve iç uyumunu doğrudan etkilemektedir (178).

CAD-CAM sistemleri ile ilgili en önemli sorulardan biri sistemin sahip olduğu çözünürlüğün, üretilmesi planlanan protezin iç yüzeyi ile prepare edilen dişin dış yüzeyi arasındaki uyumu sağlayacak kadar detay hassasiyetine sahip olup olmadığıdır (179).

CAD-CAM sistemler geliştirilirken planlanan temel hedefler; fabrika tarafından üretilen yüksek kalite standardındaki hazır bloklar kullanılarak restorasyonların üretilmesi, restorasyonların şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesidir. Bu çalışmada malzeme standardizasyonunun sağlanabilmesi için her sistemin kendi ürettiği veya önerdiği materyaller kullanılmıştır (79).

Aşındırma tekniğinde kullanılan materyallerin hazır bloklar halinde fabrikasyon olarak temin edilmesi, yapım aşamasında materyalin özelliğini etkileyebilecek hataları ortadan kaldırmaktadır. Restorasyonların yapımında kullanılan materyal ve tekniklerin marjinal uyum üzerinde etkisinin olduğu bilinmektedir. Goldin ve arkadaşları (180) metal destekli feldspatik porselen, metal destekli lösit-cam seramik ve lösit-cam tam porselen sistemlerin marjinal uyumlarını incelemişlerdir. Tam porselen sistemlerin (81.00 μm), metal destekli lösit-cam seramik (88.00 μm) ve metal destekli feldspatik porselenlerden (94.00 μm) daha düşük marjinal aralık değerleri gösterdiğini saptamışlardır. Holden ve arkadaşlarının (181) aynı materyalleri kullanarak yaptıkları marjinal uyum çalışmasında da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Shokry ve arkadaşları (182), döküm yoluyla elde edilen Ni-Cr ve Ti ile freze yoluyla elde edilen Ti üzerinde yaptıkları marjinal uyum çalışması sonucunda en az marjinal aralık değerlerinin CAD-CAM yoluyla elde edilen Ti alt yapılarda, en fazla marjinal aralık değerlerinin ise Ni-Cr alaşımından hazırlanan alt yapılarda olduğunu belirtmişlerdir.

Bu çalışmada, değişik şekilde hazırlanan metal ve zirkonyum alt yapıların farklı bitim şekillerindeki marjinal uyumlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Metal alt yapıların hazırlanmasında; döküm tekniği, Co-Cr metal bloktan freze tekniği ve aşındırma ile üretim tekniklerine alternatif olarak ortaya çıkan ilave ile üretim tekniği olan direkt lazer metal sinterizasyon tekniği kullanılmıştır. Zirkonyum ve metal alt yapıların marjinal uyumlarının değerlendirildiği çalışmalarda, genişlikleri 1-1.5 mm arasında değişen shoulder, iç açısı yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamak tiplerinin kullanıldığı görülmektedir (1,147,155,160,181,183). Bu çalışmada, güdükler 1.2 mm genişliğinde shoulder ve chamfer bitim şekillerinde hazırlanmıştır.

Döküm metal alt yapılarda ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri; shoulder bitim hattında 36.00 μm , chamfer bitim hattında 25.10 μm olarak saptanmıştır. Bu değerlerin literatürlerde verilen değerlerden düşük olduğu görülmektedir (152,162). Yapılan çalışmalarda, döküm metal alt yapıların hazırlanmasında konvansiyonel metodlarla birlikte yeni teknikler kullanılmış ve bu şekilde hem standardizasyon sağlanmış hem de döküm metal alt yapıların uyumunun geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu nedenle klasik kayıp mum tekniğinde bulunan mum modelasyon aşaması elimine edilmiş, bunun yerine CAD-CAM teknolojisi kullanılarak rezin bloklardan freze edilerek üretilen alt yapılar döküm işlemlerinde kullanılmıştır. Bu teknikle birlikte elde edilen güdüklü modeller üzerine ilave bir day spacer uygulanmasına gerek kalmamış, rezin esaslı alt yapılar hazırlanırken siman boşluğu 30 μm olarak ayarlanmıştır. Bu şekilde mum modelasyon sırasında oluşabilecek distorsiyonlar ve uygulayıcıya bağlı olarak ortaya çıkabilecek hatalar elimine edilmeye çalışılmıştır (22,184). Bu çalışmada da metal alt yapıların döküm işlemlerinde mum modelasyon yerine CAD-CAM yoluyla elde edilen polimetil metakrilat esaslı rezin alt yapılar kullanılmıştır. Yapılan bu işlemin hassasiyetine bağlı olarak döküm metal alt yapıların daha düşük marjinal aralık değerleri gösterdiği düşünülmektedir.

Shiratsuchi ve arkadaşları (183), metal destekli porselenlerde basamak tiplerinin marjinal adaptasyon üzerine etkisini araştırmışlar ve marjinal aralık ölçüm değerlerinin shoulder grubunda 73.87–89.44 μm , yuvarlatılmış shoulder grubunda 30.31–32.06 μm , derin chamfer grubunda ise 23.96–25.72 μm arasında değiştiğini saptamışlar, üç grubun marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada döküm işlemi ile elde edilen alt yapılarda saptanan değerler Shiratsuchi ve arkadaşları (183)'nın bulguları ile uyum göstermektedir.

Limkangwalmongkol ve arkadaşları (156) iki değişik kenar bitim şekline sahip kuronlar üzerinde yaptıkları çalışmada, yuvarlatılmış shoulder bitim şekilli porselen kuronların ($27.93 \pm 15.84 \mu\text{m}$), basamaksız (feather-edge) metal kuronlardan ($42.43 \pm 24.12 \mu\text{m}$) daha iyi marjinal uyum gösterdiğini saptamışlardır.

Bottino ve arkadaşları (185), shoulder ve chamfer bitim şekillerine sahip metal kuronlar üzerinde yaptıkları marjinal aralık ölçümlerinde en düşük açıklığın chamfer bitim hattı ile hazırlanan örneklerde olduğunu ifade etmişlerdir. Seymour ve arkadaşları (186), metal destekli porselen restorasyonlarda basamaklı bitim şeklinde

özellikle genişlik olarak belirgin uyumsuzluklar olduğunu belirtmişlerdir. Yapılan çalışmada da döküm metal alt yapılarda shoulder grubuna ait örneklerin daha fazla marjinal aralık ölçüm değerleri gösterdiği saptanmıştır. Shillingburg ve arkadaşları (121) ile Rosenstiel ve arkadaşları (13) tarafından metal-porselen ve döküm metal restorasyonlarda chamfer bitim şeklinin kullanılması tavsiye edilmektedir.

CAD-CAM tekniği kullanılarak Co-Cr esaslı metal bloktan freze yoluyla üretilen alt yapıların marjinal aralık değerlerinin, diğer yöntemlerle hazırlanan metal alt yapılardan her iki bitim şeklinde de daha yüksek olduğu görülmektedir. Co-Cr esaslı blokların frezelenmesi sırasında CAM ünitesinde bulunan frezlerin aşınması önemli bir problemdir. Frezlerin aşınmaya başlamasıyla üretim hassasiyeti azalmakta ve alt yapılarda distorsiyonlar oluşabilmektedir. Freze yoluyla hazırlanan metal alt yapılarda elde edilen yüksek değerlerin yukarıda bahsedilen distorsiyonlara bağlı olarak ortaya çıkmış olabileceği düşünülmektedir (22).

İlave ile üretim prensibine dayalı olarak çalışan CAD-CAM tekniği olan DLMS yöntemi ile döküm işlemlerinde oluşabilecek bazı olumsuzluklar minimize edilebilmektedir (22,187). Bu çalışmada DLMS yöntemi kullanılarak hazırlanan alt yapıların ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri; shoulder bitim hattı için 32.10 μm , chamfer bitim hattı için 27.60 μm olarak bulunmuştur. Döküm metal alt yapıların marjinal uyumları ile DLMS metal alt yapıların marjinal uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Uçar ve arkadaşları (187) yaptıkları çalışmada lazer sinterize ve döküm Co-Cr alt yapıların internal uyumunu değerlendirmişler, bunlar arasında anlamlı bir farklılığa rastlamamışlardır. Buna karşın Örtorp ve arkadaşları (22), üç üyeli sabit bölümlü protezlerin yapımında kullanılan lazer sinterize Co-Cr alt yapıların döküm metal alt yapılardan daha iyi marjinal uyum gösterdiğini, en yüksek marjinal uyumsuzluğun ise freze yoluyla üretilen metal alt yapılarda olduğunu saptamışlardır. Literatürlerde freze yoluyla elde edilen metal ve DLMS metal alt yapılar ile ilgili fazla sayıda bilgi bulunmamaktadır. Değişik çalışmaların planlanmasındaki farklılıklar bu çalışmada elde edilen verilerin tam olarak karşılaştırılmasını komplike hale getirmektedir.

Gavelis ve arkadaşları (162), metal destekli protezlerde kullanılan farklı bitim hattı preperasyonlarının (knife edge, 45° shoulder, 90° shoulder, paralel bizotajlı 90° shoulder, paralel bizotajlı chamfer, 45° bizotajlı 90° shoulder, 30° bizotajlı 90° shoulder)

marjinal aralık miktarına etkisini araştırmışlardır. En düşük marjinal aralık ölçüm değerini gösteren bitim hattı preperasyon tipinin knife edge (31.00 μm), en yüksek marjinal aralık ölçüm değerine sahip bitim hattı preperasyon tipinin ise 45° bizotajlı 90° shoulder (105.00 μm) olduğunu belirtmişlerdir. Bu araştırmada, shoulder bitim şekline sahip döküm ve DLMS metal alt yapılar da, chamfer bitim şekline göre daha yüksek marjinal aralık değerleri tespit edilmiştir. Knife-edge basamak şekli kullanılarak yapılan tek üye zirkonyum kuronların başarısının değerlendirildiği *in-vivo* bir çalışmada, incelenen bu basamak şeklinin diğer basamak tipleri ile benzer klinik performans sergilediği belirtilmiştir (188).

Bu çalışmada diş hekimliğinde kullanılan üç farklı tipteki zirkonyum blok ve bu blokları kullanarak üretim yapan üç farklı sistem karşılaştırılmıştır. Tam sinterize blokların sinterizasyonu freze işlemine tabi tutulmadan önce tamamlandığından restorasyonların presinterize bloklarda olduğu gibi daha hacimli hazırlanmasına gerek kalmamıştır. Bu blokların sertliğine bağlı olarak daha güçlü özel freze sistemleri geliştirilmiştir. Freze işlemi diğer sistemlere göre daha uzun zaman almaktadır (189). Tam sinterize bloklardan üretilen alt yapılar önemli miktarda monoklinik zirkonya içerdiğinden yapıda düşük ısı degradasyonuna ve mikroçatlaklara olan eğilim artmakta ve stabilitesi düşük materyaller ortaya çıkmaktadır. Yarı sinterize bloklardan elde edilen alt yapılarda ise sinterizasyon aşamasından sonra herhangi bir yüzey işlemi yapılmazsa istenilen stabilite elde edilmektedir (21,42,58). Kısaca tam sinterize zirkonya blokların aşındırılması sırasında oluşan streslerin, yapının mekanik özellikleri üzerindeki etkisi hala bir soru işareti olarak durmaktadır (38).

Zirkonya altyapılı seramiklerde kenar uyumu, diş kesiminin dizaynı, aşındırma prosedürü, aşındırma frezlerinin büyüklüğü, aşındırma işleminde uygulanan su soğutması gibi faktörlerden etkilenmektedir (190).

Bu çalışmada, shoulder bitim hattıyla hazırlanan alt yapı materyallerindeki ortalama marjinal aralık ölçüm değerleri incelendiğinde; en düşük marjinal aralık değerleri Lava (24.10 μm) alt yapılarda tespit edilmiştir. Bunu DLMS metal alt yapılar (32.10 μm), DC-Zirkon (33.00 μm), döküm metal alt yapılar (36.00 μm) ve freze metal alt yapılar (44.30 μm) izlemektedir. Zirkonzahn (91.30 μm) örnekler ise en yüksek marjinal aralık değerlerini göstermiştir. Chamfer bitim hattıyla hazırlanan gruplarda da en düşük marjinal aralık değerleri Lava (24.20 μm) alt yapılarda belirlenmiştir. Bunu

döküm metal alt yapılar (25.10 μm), DLMS metal alt yapılar (27.60 μm), freze metal alt yapılar (52.40 μm) ve DC-Zirkon (75.00 μm) alt yapılar izlemiştir. Bu grupta da en yüksek marjinal aralık değerleri, Zirkonzahn (99.90 μm) alt yapılarda tespit edilmiştir.

Zirkonzahn grubunun shoulder bitim hattı (91.30 μm) ve chamfer bitim hattı (99.90 μm) için elde edilen marjinal aralık ölçüm değerlerinin, tüm alt yapılarda saptanan değerlerden daha yüksek olduğu görülmüştür. Literatürlerde Zirkonzahn ile ilgili bu yönde yapılmış kısıtlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Subaşı ve arkadaşları (146), değişik bitim şekillerine sahip Zirkonzahn alt yapılarda yaptıkları çalışma sonucunda shoulder bitim hattında ortalama 112.60 μm , chamfer bitim hattında ortalama 119.80 μm marjinal ölçüm değerlerini saptamışlardır. Bu çalışmada, Subaşı ve arkadaşları (146)'nın değerlerine yakın marjinal aralık ölçüm değerleri tespit edilmiştir. Marjinal aralık değerlerinde görülen az miktardaki farklılık, bu araştırmacıların (146) ölçümleri simantasyon işleminden sonra yapmış olmalarına bağlanabilir. Karataşlı ve arkadaşları (152) da Zirkonzahn (112.11 μm) için benzer sonuçlar tespit etmişlerdir.

Yılmaz (191) farklı yöntemlerle hazırlanan zirkonyum altyapılı kuronların marjinal uyumunu incelediği tez çalışmasında iç açısı yuvarlatılmış shoulder bitim şekli uyguladığı Zirkonzahn alt yapı örneklerde simantasyon işleminden önce yaptığı ölçümlerde marjinal aralık ölçüm değerini ortalama 71.89 μm olarak saptamıştır. Yapılan çalışmada elde edilen değerlerden daha düşük olan bu değerlerin kullanılan basamak tipine bağlı olarak farklılık gösterdiği düşünülmektedir.

Lava grubuna ait alt yapıların hem shoulder hem chamfer bitim hattında en iyi marjinal uyuma sahip olduğu, ancak yapılan diğer çalışmalarda elde edilen [47.30 μm (149), 65.00 μm (170), 76.00 μm (144), 77.00 μm (171)] değerlerden farklı sonuçlar gösterdiği saptanmıştır. Euan ve arkadaşları (153) yaptıkları çalışmada Lava alt yapılar için shoulder bitim hattında marjinal aralık değerlerini ortalama 50.13 μm , chamfer bitim hattında ortalama 63.56 μm olarak saptamışlar, marjinal uyumun bitim hattından etkilendiğini ifade etmişlerdir. Bu araştırmacılar doğal dişleri prepare ederek ürettikleri test örneklerini kullanmışlar, çalışmada ise standardize metal güdükler kullanılmıştır. Çalışmada elde edilen marjinal aralık ölçüm değerlerinin yukarıdaki araştırmacıların elde ettiği değerlerden düşük olması test örneği farklılığına bağlanabileceği gibi (192), değişik ölçüm bölgelerinin aynı adla ölçülmesine, ölçüm için kullanılan tekniklere, materyal farklılıklarına ve ölçümlerin simantasyonlu veya

simantasyonsuz yapılmasına da bağlanabilir. Karataşlı ve arkadaşları (152) implant dayanaklarını kullanarak yaptıkları çalışmada Lava alt yapılarda ortalama 24.60 µm marjinal aralık ölçüm değerleri bulmuşlardır. Beuer ve arkadaşları (145) Lava alt yapıları kullanarak hazırladıkları üç üyeli sabit bölümlü protezlerde marjinal aralık değerlerini ortalama 15.00 µm olarak saptamışlardır. Bu çalışmanın bulguları Karataşlı ve arkadaşları (152) ile Beuer ve arkadaşları (145)'nin bulgularına benzerlik göstermektedir.

DC-Zirkon alt yapılar DCS Sistemi tarafından üretilmektedir. DCS Sistemi'nde üretim tam sinterize zirkonya bloklar kullanılarak yapılmaktadır. Att ve arkadaşları (154) chamfer bitim hattına sahip DC-Zirkon'dan hazırlanan alt yapıların marjinal aralık değerlerini ortalama 86.00 µm olarak tespit etmişlerdir. Literatürlerde DC-Zirkon için 110.10 µm, 66.80 µm, 75.00 µm ve 92.00 µm olmak üzere değişik marjinal aralık ölçüm değerleri bulunmaktadır (2,152,171). Saptanan değerler çalışmada chamfer bitim hattıyla hazırlanan DC-Zirkon alt yapılarda elde edilen marjinal aralık ölçüm değerleri (75.00 µm) ile benzerlik göstermektedir. Shoulder bitim hattına sahip alt yapılarda ise daha düşük (33.00 µm) marjinal aralık ölçüm değerleri tespit edilmiştir. Tam sinterize blokların freze işlemi zor ve zaman alıcıdır. Bu bloklardan üretilen alt yapılar presinterize blokları kullanarak üretim yapan sistemlerin aksine direkt olarak final boyutunda şekillendirilmektedir. Bu nedenle marjinal bölgedeki hassasiyet diğer sistemlere göre daha düşük olabilmektedir. Bu sistemle chamfer bitim hattındaki kurvatürün şekillendirilmesinin shoulder bitim hattına göre daha zor olmasının, shoulder bitim hattında daha düşük marjinal aralık ölçüm değerlerinin elde edilmesine sebep olduğu düşünülmektedir (152,154).

Suarez ve arkadaşları (117), Procera tam porselen kuronlarda, uyguladıkları iki farklı kenar bitim şeklinin (chamfer, iç açısı yuvarlatılmış shoulder) kenar uyumlarını karşılaştırmışlardır. Bukkal ve lingual ölçümlerin ortalaması alındığında kenar aralığında ve yatay uyumsuzlukta anlamlı fark gözlenmezken, dikey uyumsuzluk ve mutlak kenar uyumsuzluğunda iki kenar bitim şekli arasında anlamlı bir fark olduğu görülmüştür.

Souza ve arkadaşları (165) değişik kenar bitim şekillerinin CAD-CAM tekniği ile üretilen tam porselen kuronların marjinal ve internal uyumu üzerine yaptıkları çalışmada, shoulder basamak tipinin chamfer basamağa göre daha düşük marjinal aralık

değerleri gösterdiğini bulmuşlardır. Bu çalışmada da shoulder bitim şekline sahip zirkonyum esaslı alt yapılarda daha düşük marjinal aralık değerleri saptanmıştır.

Baig ve arkadaşları (142) Y-TZP ve lityum disilikat esaslı seramik kuronlar ile metal kuronların marjinal uyumlarını iki farklı marjin konfigürasyonunda değerlendirdikleri çalışmada, aynı materyal grubu için chamfer ve shoulder basamak tipinin marjinal aralık ölçüm değerlerinde anlamlı bir fark tespit edememişler ancak taşkın kuron marjini değerlerinin farklı olduğunu belirtmişlerdir.

Tsitrou ve arkadaşları (193), Cerec 3 sistemiyle üretilen kuronlarda 45⁰ bevel, chamfer ve 90⁰ shoulder basamak tiplerinin marjinal uyuma etkilerini araştırdıkları çalışmada ortalama marjinal aralık ölçüm değerlerinin; 45⁰ bevel grubunda 105.00 µm, chamfer grubunda 94.00 µm, 90⁰ shoulder grubunda ise 91.00 µm olduğunu belirtmişler, bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığından basamak tipinin marjinal uyum üzerine etkisinin olmadığını ifade etmişlerdir.

Akbar ve arkadaşları (155) yaptıkları çalışma sonucunda, Cerec 3 kompozit kuronların marjinal uyumu üzerine, basamak tipinin herhangi bir etkisinin olmadığını ifade etmişlerdir.

Lin ve arkadaşları (194) preparasyon şeklinin CAD-CAM tekniği ile üretilen Procera kuronların marjinal uyumu üzerine etkisini incelemişler, shoulder ve chamfer basamak tiplerinin benzer marjinal aralık değerleri gösterdiğini saptamışlardır. Bindl ve Mörmann (173) ise yaptıkları çalışmada shoulder bitim şekline sahip tam seramiklerin chamfer bitim şekline sahip olanlardan daha iyi marjinal uyum gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada da shoulder bitim şekline sahip zirkon alt yapıların daha iyi marjinal uyum gösterdiği saptanmıştır.

Literatürlerde, basamak tiplerinin marjinal aralık miktarı üzerine etkisinin olup olmadığını inceleyen araştırmacılar (146,147,153,155,184) bulunduğu gibi, çalışmasını bu bilgilerin ışığında belli bir basamak tipini tercih ederek yapan araştırmacılar da bulunmaktadır (128,142,151,156,181).

Sabit protez uygulamalarında, marjinal aralık önemli bir parametre olmasına karşın klinik olarak kabul edilebilir maksimum marjinal aralığın genişliği konusunda birçok çalışma yapılmış ancak halen bir fikir birliği sağlanamamıştır (142). Mc Lean ve von Fraunhofer (195) 1000 kuron üzerinde yaptıkları çalışmanın sonucunda tolere edilebilen maksimum marjinal açıklığın 120.00 µm olduğunu ifade etmişlerdir.

Konvansiyonel yöntemlerle hazırlanan porselen restorasyonlarla yapılan çalışmalarda marjinal aralık miktarının 1.00-161.00 μm arasında değiştiği belirlenmiştir (143,196,197). CAD-CAM metodu ile hazırlanan porselen restorasyonlarda marjinal aralık miktarının 17.00-118.00 μm arasında değiştiğini belirten çalışmalar mevcuttur (117,125,128,138,143,147,197). Literatürlerde zirkonya destekli restorasyonların uyumu ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda, zirkonya alt yapılı kuronların marjinal aralık miktarının 40.00-160.00 μm arasında değiştiği tespit edilmiştir (2,142,198-201). Çalışmada, değerlendirilen tüm gruplara ait marjinal aralık ölçüm değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde bulunmuştur.

Kenar uyumunu tespit etmek için *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalar yapılmaktadır. *İn-vivo* yöntemle yapılan çalışmalarda standardizasyonu sağlamak mümkün değildir ve uygulanması *in-vitro* çalışmalara göre daha zordur. *İn-vitro* yöntemlerle elde edilen kenar uyumu değerleri, *in-vivo* yöntemlerle elde edilen değerleri tam olarak yansıtmamakla birlikte klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler verebilmektedir (202).

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sabit protezlerde kullanılan değişik yöntemle hazırlanan metal ve zirkonyum alt yapıların farklı kenar bitim şekillerindeki marjinal uyumlarının değerlendirilmesini amaçlayan bu araştırmanın sınırları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Aşıdırma ile üretim tekniğine alternatif olarak geliştirilen, ilave ile üretim tekniği kullanılarak yapılan DLMS metal alt yapıların, iyi sonuçlar ortaya koyması nedeni ile diş hekimliği pratiğinin geleceğinde önemli bir yere sahip olacağı öngörülmektedir.

2. Marjinal uyum açısından tüm gruplar karşılaştırıldığında; en az marjinal aralık ölçüm değerinin Lava sistem ile yapımı gerçekleştirilen alt yapılarda, en fazla marjinal aralık ölçüm değerinin ise tamamen manuel yöntemle üretimi yapılan Zirkozahn sistem alt yapılarda olduğu saptanmıştır.

3. Basamak şeklinin, tam sinterize bloklar ile hazırlanan DC-Zirkon alt yapıların ve döküm tekniği ile üretilen metal alt yapıların marjinal uyumu üzerinde etkili olduğu, diğer alt yapı materyallerinin marjinal uyumu üzerinde ise anlamlı bir etkisinin olmadığı istatistiksel olarak saptanmıştır. DC-Zirkon alt yapılarda shoulder, döküm metal alt yapılarda ise chamfer basamak ile hazırlanan örneklerin daha iyi sonuçlar verdiği tespit edilmiştir.

4. Tüm gruplarda, marjinal uyum açısından literatürlerde kabul edilen klinik sınır değerlerinin altında ölçüm değerleri elde edilmiştir.

5. Gruplar arasında elde edilen farklı sonuçlar, materyallerin, sistemlerin değişikliğine bağlı olabileceği gibi sistemi kullanan ve uygulayan teknisyenin yetkinliğine ve ayrıca tanımlamalardaki farklılıklara da bağlı olabilir. Bu nedenle tüm işlemler yeterli donanıma sahip kişilerce dikkatli bir şekilde yapılmalıdır. Elde edilen bulgular doğrultusunda, yeni teknik ve sistemlerin marjinal uyumlarının değerlendirildiği ilave destekleyici çalışmalar yapılması gerektiği düşünülmektedir.

9. KAYNAKLAR

1. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 25: 94-102.
2. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ (2001). Marginal fit of alumina and zirconia based fixed fixed partial dentures produced by a CAD-CAM system. *Oper Dent* 26: 367-374.
3. Reisch S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005). Clinical fit of all ceramic three unit fixed partial dentures generated with three different CAD-CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113: 107-111.
4. Vigolo P, Mytinelli S (2012). Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD-CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: A 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont* 21: 265-269.
5. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 91: 136-142.
6. Kelly JR, Benetti P (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 56: 84-96.
7. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry. *J Prosthet Dent* 75: 18-32.
8. Land CH (1889). Porcelain restorations. *Dent Cosmos* 31: 191-192.
9. Land CH (1903). Porcelain dental art. *Dent Cosmos* 65: 615-620.
10. Mc Lean JW, Hughes HT (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 119: 251-267.
11. Mehl A, Hickel R (1999). Current state of development and perspectives of machine based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 2: 9-35.
12. Powers MJ, Sakaguchi RL (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th Edition. CV Mosby, St. Louis; 267-269, 211-238.
13. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th Edition. Mosby Elsevier, China; 745, 209-251, 431.
14. Van Noort R (2002). *Introduction To Dental Materials*. 2nd Edition. Mosby, England; 231-246.

15. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, No:17, Ankara; 365-366.
16. Anusavice JK (2003). Phillips' Science of Dental Materials. 11 th Edition. Elsevier Science Company, Philadelphia; 667.
17. Değer S, Caniklioğlu MB (1998). Metal-seramik çalışmalarında kullanılan seramik materyalinin genel özellikleri, Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg 25; 115-120.
18. Rosenbulm MA, Schulman A (1997). Review of all ceramic restorations. J Am Dent Assoc 128: 298-307.
19. O'Brien WJ (2002). Dental Materials and Their Selection. 3. Baskı. Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago; 210-224.
20. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent 98: 389-404.
21. Zarone F, Russo S, Sorrentino R (2011). From porcelain fused to metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. Dent Mater 27: 83-96.
22. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Von Steyren PV (2011). The fit of cobalt-chromium three unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. Dent Mater 27: 356-363.
23. Akova T, Uçar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA (2008). Comparison of the bond strength of laser sintered and cast base metal alloys to porcelain. Dent Mater 24: 1400-1404.
24. Hung SH, Hung K, Eick JD, Chappell RP (1990). Marginal fit of porcelain fused to metal and two types of ceramic crown. J Prosthet Dent 63: 26-31.
25. Preston JD (1988). Perspectives in dental ceramics. Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago; 240-241.
26. Wall GJ, Cipra DL (1992). Alternative crown systems. Is the metal ceramic crown always the restoration of choice? Dent Clin North Am 36: 765-779.
27. Lehner CR, Scharer P (1992). All ceramic crowns. Current Opin Dent 2: 42-45.
28. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M (2002). Tüm seramik kuronlar. Birinci baskı. Meta Basım Matbaacılık, İzmir; 3-5.
29. Oktay HG (2003). Tüm seramik sistemler. Ege Üniv Diş Hek Fak Derg 24: 11-16.
30. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P (2000). Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 10: 79-89.

31. Toksavul S, Ulusoy M, Yılmaz G (1993). Tüm seramik kuronlar. Ege Üniv Diş Hek Fak Derg 14: 21-26.
32. Taşveren S, Özdemir AK (2005). Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg 8: 128-132.
33. Memikoğlu MM (1997). Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünden incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
34. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM (2008). The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. Dent Mater 24: 471-475.
35. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T (2004). A clinical report and overview of scientific studies on the 3M ESPE Lava all ceramic system. J Prosthodont 14: 39-45.
36. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent 92: 557-562.
37. Ardlin BI (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater 18: 590-595.
38. Bultan B, Öngül D, Türkoğlu P (2010). Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg 44: 197-204.
39. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 88: 519-529.
40. Piconi C, Maccuaro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. Dent Mater 20: 1-25.
41. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E (1998). Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. Dent Mater 19: 1489-1494.
42. Denry I, Kelly R (2008). State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 24: 299-307.
43. Helmer JD, Driskell TD (1969). Research on bioceramics. Symp. On Use of Ceramics as Surgical Implants, South Carolina (USA), Clemson University.

44. Christel P, Meunier A, Dorlot JM (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. *Bioceramics: Material characteristics versus in-vivo behavior*. Ann NY Acad Sci 523: 234-256.
45. Guazzoto M, Albakry M, Swain MV, Ironside J (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 15: 339-346.
46. Garvie RC, Nicholson PS (1972). Structure and thermodynamical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *J Am Ceram Soc* 55: 152-157.
47. Heuer AH, Lange FF, Swain MV, Evans AG (1986). Transformation toughening: An overview. *J Am Ceram Soc* 69: 1-4.
48. Christel P, Meunier A, Heller M (1989). Mechanical properties and short term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 23: 45-61.
49. Raigrodski AJ (2004). Contemporary all ceramic fixed partial dentures: A review. *Dent Clin North Am* 48: 531-544.
50. Guazzoto M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 20: 449-456.
51. Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 27: 535-543.
52. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ (2003). Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom* 23: 382-390.
53. Burger W, Richter HC, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Bocclari M (1997). New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med* 8: 113-118.
54. Ruiz L, Ready MJ (1996). Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage and mechanical properties of 3 mol % Y-TZP. *J Am Ceram Soc* 79: 2331-2340.
55. Heuer AH, Claussen N, Kriven VM, Ruhle M (1982). Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc* 65: 642-650.
56. Cottom BA, Mayo MJ (1996). Fracture toughness of nanocrystalline ZrO₂-3 mol % Y₂O₃ determined by Vickers indentation. *Scripta Mater* 34: 809-814.
57. Scott HG (1975). Phase relationships in the zirconia-yttria system. *J Mater Sci* 10: 1527-1535.

58. Chevalier J, Deville S, Münch E, Julian R, Lair F (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol % yttria stabilized zirconia ceramics for hip replacement prostheses. *Biomaterials* 25: 5539-5545.
59. Huang H (2003). Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng A:Struct* 345: 155-163.
60. Zhang Y, Lawn B (2005). Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp contact flaws. *J Biomed Mater Res* 72: 388-392.
61. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP (2004). Effect of sandblasting on the long term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 71: 381-386.
62. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS (2003). Low-temperature ageing of zirconia toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc* 23: 2975-2982.
63. Guazzoto M, Albakry M, Quach L, Swain MV (2004). Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass infiltrated alumina reinforced dental ceramics. *Biomaterials* 25: 2153-2160.
64. Guazzoto M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2003). Microstructure of alumina and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Bioceramics* 15: 879-882.
65. Guazzoto M, Albakry M, Quach L, Swain MV (2005). Influence of surface and heat treatment on the flexural strength of a glass infiltrated alumina/zirconia reinforced dental ceramics. *Dent Mater* 21: 454-463.
66. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4 year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 17: 285-290.
67. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP (2001). Computer-assisted generation of all ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 4: 195-206.
68. Suttur D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G (2001). LAVA-The system for all ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 4: 195-206.

69. Zalkind M, Hochman N (1998). Direct core building using performed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent* 80: 730-732.
70. Meyenberg KH, Luty H, Scharer P (1995). Zirconia posts: A new all ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 7: 73-80.
71. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Saduka M, Yoshida M (1994). Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am Orthod Dentofacial Orthop* 106: 273-278.
72. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ (1994). Zirconia brackets: An evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am Orthod Dentofacial Orthop* 106: 605-614.
73. Kittipul O, Godfrey K (1995). In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am Orthod Dentofacial Orthop* 108: 308-315.
74. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD-CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 28: 44-56.
75. Miyazaki T, Hotta Y (2011). CAD-CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 56: 97-106.
76. Duret F, Preston JD (1991). CAD-CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1: 150-154.
77. Andersson M, Oden A (1993). A new all ceramic crown: A dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 51: 59-64.
78. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH (2004). CAD-CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 20: 655-662.
79. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 137: 1289-1296.
80. Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry; State of the art. *J Am Dent Assoc* 132: 1301-1303.
81. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M (2005). Five year follow-up with Procera all ceramic crowns. *Quintessence Int* 36: 105-113.

82. Sorensen JA (2003). The Lava System for CAD-CAM production of high strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 26: 57-67.
83. Witowski S (2005). CAD-CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol* 28: 169-184.
84. Matsui K, Horikoshi H, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H, Ikuara Y (2003). Cubic formation and grain growth mechanisms in tetragonal zirconia polycrystal. *J Am Ceram Soc* 86: 1401-1408.
85. Sundh A, Molin M, Sjogren G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 21: 476-482.
86. Besimo CE, Jeger C, Guggenheim R (1997). Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD-CAM techniques. *Int J Prosthodont* 10: 541-546.
87. Hickel R, Dasch W, Mehl A (1997). CAD-CAM, Fillings of the future? *Int Dent J* 47: 247-258.
88. Van Noort R (2011). The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 28: 3-12.
89. Sykes LM, Parrott AM, Owen CP, Snaddon DR (2004). Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *Int J Prosthodont* 17: 454-459.
90. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N (2003). Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18: 571-577.
91. Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U (2005). A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: A prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 7: 111-120.
92. Quante K, Ludwig K, Kern M (2008). Marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater* 24: 1311-1315.
93. Zirkonzahn technical product file (2011). [online] Available from: <http://www.zirkonzahn.com/en/Products/Zirkograph-025-ECO.aspx>.
94. Amann Girrbach AG technical product file (2011). [online] Available from: http://www.amanngirrbach.com/fileadmin/_agweb_2011/media/downloads/Katalog/2011/FMA_Broschuere_08.2011_EN_100.pdf.

95. Mörmann WH (2006). The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc 137: 7S-13S.
96. Fasbinder DJ (2006). Predictable CEREC occlusal relationships. In: MörmannWH, ed. State of the art of CAD-CAM restorations: 20 years of CEREC. Quintessence, London; 93-100.
97. Otto T (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: A 10 year prospective clinical study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. Int J Prosthodont 15: 122-128.
98. Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Hasanoğlu D, Akça K (2009). Restoratif diş hekimliğinde CAD-CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab Sistemi. Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg 33: 41-46.
99. Kurbad A, Reichel K (2005). in EOS-New system component in Cerec 3D. Int J Comput Dent 8: 77-84.
100. Mörmann WH, Bindl A (2002). All ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. Dent Clin North Am 46: 405-426.
101. Cercon smart ceramics user manual (2011). [online] Available from: http://www.degudent.com/Communication_and_Service/Download2008/Cercon/G_Clinical_Manual/CSC_Klinischer_Leitfaden_GB.pdf.
102. Von Schroeter P, Jurgensen B, Zollner M (2004). Cercon move-a navigation aid for dental CAD applications. Int J Comput Dent 7: 371-377.
103. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ (2001). Reliability and strength of all ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining(DCM). Int J Comput Dent 4: 89-106.
104. Russell M, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR (1995). A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures Quintessence Int 126: 757-63.
105. Otl P, Piwowaeczyk A, Laueur C (2000). The Procera all-ceram system. Int J Periodontics Restorative Dent 20: 151-161.
106. Hertlein G, Kraemer M, Sprengart T (2003). Milling time vs. marginal fit of CAD-CAM manufactured zirconia restorations. J Dent Res 82: 194.

107. 3M-ESPE Dental ürün kataloğu (2012). [online] Available from: http://solutions.3m.com.tr/wps/portal/3M/tr_TR/3MESPE/dentalprofessionals/products/brand/lava/#.
108. Palin W, Trevor Burke FJ (2005). Trends in indirect dentistry: CAD-CAM technology. *Dent Update* 32: 566-572.
109. Everest CAD-CAM System (2012). [online] Available from: <http://www.kavocadcam.com/Everest-System.aspx>.
110. Noritake Dental, Katana CAD-CAM System (2012). [online] Available from: http://www.noritake-dental.co.jp/katana/faq/faq_sys.html.
111. Steyern P, Carlson P, Nilner K (2005). All ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2 year clinical study. *J Oral Rehabil* 32: 180-187.
112. Stoll R, Fischer C, Springer M, Stachniss V (2002). Marginal adaptation of partial crowns cast in pure titanium and gold alloy: An in vivo study. *J Oral Rehabil* 29: 1-6.
113. Holmes RJ, Bayne CS, Holland AG, Sulik DW (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62: 405-408.
114. Toman M, Toksavul S, Artunç C, Türkün M, Schmager P, Nergiz İ (2007). Influence of luting agent on the microleakage of all ceramic crowns. *J Adhes Dent* 9: 39-47.
115. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 83: 40-49.
116. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ (1988). Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J* 164: 39-42.
117. Suarez MJ, Gonzales de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF (2003). Comparison of the marginal fit of Procera allceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 16: 229-232.
118. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD (1994). Resistance to fracture of metal ceramic and all ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 7: 149-153.

119. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP (2003). Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 16: 442-449.
120. Blair FM, Wassell RW, Steele JG (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: Preparations for full veneer crowns. *Br Dent J* 192: 561-571.
121. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence, 3rd edititon, Chicago. Çeviren: Ünsal K, Üşümez A. Quintessence Yayıncılık, İstanbul; 117, 127, 128-130, 149-151, 279, 309.
122. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA (2001). Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 85: 363-376.
123. Aboushelib MN, Feilzer AJ, de Jager N, Kleverlaan CJ (2008). Prestresses in bi-layered all ceramic restorations. *J Biomed Mater Res B. Appl Biomater* 87: 139-145.
124. Gemalmaz D, Alkumru HN (1995). Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent* 73: 49-54.
125. Yeo IS, Yang JH, Lee JB (2003). In vitro marginal fit of three all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 90: 459-464.
126. Ushivata O, Moraes JV (2000). Method for marginal measurement of restorations: Accesory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent* 83: 362-366.
127. Christensen GJ (1966). Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 16: 297-305.
128. Balkaya MC, Çınar A, Pamuk S (2005). Influence or firing cycles on the marginal distortion of 3 all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 93: 346-355.
129. Strating H, Pameijer CH, Gildenhuys RR (1981). Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. *J Prosthet Dent* 46: 59-65.
130. Siervo S, Pampalone A, Siervo P, Siervo R (1994). Where is the gap? Machinable ceramic system and conventional labaratory restorations at a glance. *Quintessence Int* 25: 773-779.

131. Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller VM (1982). Marginal distortion of the porcelain bonded to metal complete crown: An SEM study. *J Prosthet Dent* 47: 146-153.
132. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV (1991). Evaluation of marginal adaptation of all ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 66: 426-431.
133. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC (1992). Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 67: 594-599.
134. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ (1996). Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In Ceram crowns. *Biomaterials* 17: 1891-1895.
135. Luthard RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A (2004). An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD-CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 17: 680-685.
136. Stappert FJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR (2004). Marginal adaptation of three unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J* 196: 766-770.
137. Molin M, Karlsson S (1993). The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical in-vitro study. *Acta Odontol Scand* 51: 201-206.
138. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH (2000). Clinical fit of Procera all-ceram crowns. *J Prosthet Dent* 84: 419-424.
139. Mou S, Chai T, Wang J, Shiao Y (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent* 87: 248-255.
140. Gu XH, Kern M (2003). Marginal discrepancies and leakage of all ceramic crowns: Influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 16: 109-116.
141. Albert FE, El-Mowafy OM (2004). Marginal adaptation and mikroleakage of Procera all-ceram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 17: 529-535.
142. Baig MR, Tan KB, Nicholls JJ (2010). Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent* 104: 216-227.

143. Martinez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradies G (2011). Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia based ceramic copings. *J Prosthet Dent* 105: 108-114.
144. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF (2008). Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 21: 398-399.
145. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA (2009). Precision of fit: Zirconia three unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Invest* 13: 343-349.
146. Subaşı S, Öztürk N, İnan Ö, Bozoğulları N (2012). Evaluation of marginal fit of two all ceramic copings with two different finish lines. *Eur J Dent* 6: 163-168.
147. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in-vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 92: 250-257.
148. Beuer F, Neumeier P, Naumann M (2009). Marginal fit of 14 unit zirconia fixed dental prostheses retainers. *J Oral Rehabil* 36: 142-149.
149. Vigolo P, Fonzi F (2008). An in vitro evaluation of fit of zirconium oxide based ceramic four unit fixed partial dentures generated with three different CAD-CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 17: 621-626.
150. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L (2010). Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil* 37: 283-291.
151. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M (2011). Different CAD-CAM processing routes for zirconia restorations: Influence on fitting accuracy. *Clin Oral Invest* 15: 527-536.
152. Karataşlı Ö, Kursoğlu P, Çapa N, Kazazoğlu E (2011). Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J* 30: 97-102.
153. Euan R, Alvares OF, Termes JC, de Barbera MB, Azevedo SG (2012). Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparation with two different finish line. *J Prosthodont* 21: 291-295.

154. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 101: 239-247.
155. Akbar JH, Petrie CS, Mary P. Walker MP, Williams K, Eick JD (2006). Marginal adaptation of Cerec 3 CAD-CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont* 15: 155-163.
156. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB (2007). Precision of fit of two margin designs for metal ceramic crowns. *J Prosthodont* 16: 233-237.
157. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G (2000). In-vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 13: 387-391.
158. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W (2009). Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD-CAM fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int* 40: 243-250.
159. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD-CAM all ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 16: 244-248.
160. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD (2011). Adaptation of all ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 27: 1119-1126.
161. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent* 91: 554-560.
162. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB (2004). The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparation. *J Prosthet Dent* 45: 138-145.
163. Caputi S, Varvara G (2008). Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: An in-vitro study. *J Prosthet Dent* 99: 274-281.
164. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D (2000). Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent* 83: 161-165.

165. Souza RO, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA (2012). Marginal and internal discrepancy related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD-CAM system. *J Prosthodont* 21: 94-100.
166. Wöstmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M (2008). Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. *J Dent* 36: 508-551.
167. Olivera AB, Saito T (2006). The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont* 15: 243-249.
168. Groten M, Girthofer S, Pröbster L (1997). Marginal fit consistency of copy-milled all ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 24: 871-881.
169. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all ceramic ssystem before and after cementation. *Int J Prosthodont* 16: 587-592.
170. Bhowmik H, Parkhedkar R (2011). A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *J Adv Prosthodont* 3: 196-203.
171. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005). Clinical fit of all ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD-CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113: 174-179.
172. Reich S, Kappe K, Tescher H, Schmitt J (2008). Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 116: 579-584.
173. Bindl A, Mörmann WH (2007). Fit of all ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent* 27: 567-575.
174. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H (2007). Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater J* 26: 659-664.
175. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H (2008). Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand* 66: 214-218.

176. Beschnidt SM, Strub JR (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 26: 582-593.
177. Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 89: 268-274.
178. Koçak A (2006). Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
179. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD-CAM system. *J Prosthet Dent* 76: 187-193.
180. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL (2005). Marginal fit of leucite glass pressable ceramic restorations and ceramic pressed to metal restorations. *J Prosthet Dent* 93: 143-147.
181. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA (2009). Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont* 18: 645-648.
182. Shokry TE, Attia M, Mosleh I, Elhosary M, Hamza T, Shen C (2010). Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 103: 45-52.
183. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H (2006). Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 95: 237-242.
184. Takahashi T, Gunne J (2003). Fit of implant frameworks: An in-vitro comparison between two fabrication technique. *J Prosthet Dent* 89: 256-260.
185. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Özcan M (2007). The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence Int* 38: 425-432.
186. Seymour K, Zou L, Samarawickrama DY, Lynch E (1996). Assessment of shoulder dimensions and angles of porcelain bonded to metal crown preparations. *J Prosthet Dent* 75: 406-411.

187. Uçar Y, Akova T, Akyıl MS, Brantley WA (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent* 102: 253-259.
188. Poggio CE, Dosoli R, Ercoli C (2012). A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife edge margins. *J Prosthet Dent* 107: 317-321.
189. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent* 90: 247-254.
190. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR (2005). Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four unit frameworks. *Acta Odontol Scand* 63: 361-366.
191. Yılmaz B (2008). Beş farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum alt yapılı kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.
192. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A (2011). Fit of single tooth zirconia copings: Comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 105: 249-255.
193. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R (2007). Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD-CAM. *J Dent* 35: 68-73.
194. Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP (1998). The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont* 11: 580-590.
195. Mc Lean JW, von Fraunhofer JA (1971). The estimation of cement film thickness by an in-vivo technique. *Br Dent J* 131: 107-111.
196. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S (1994). In-vitro marginal adaptation of alumina porcelain jacket crowns. *J Prosthet Dent* 72: 585-590.
197. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT (1997). A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 10: 478-484.
198. Coli P, Karlsson S (2004). Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 17: 59-64.

199. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR (2006). Fracture load and marginal fit of shrinkage free $ZrSiO_4$ all ceramic crowns after chewing stimulation. J Oral Rehabil 33: 827-832.
200. Çömlekoğlu M, Dünder M, Özcan M, Güngör M, Gökçe B, Artunç C (2009). Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. Oper Dent 34: 586-592.
201. Tao J, Han D (2009). The effect of finish line curvature on the marginal fit of all ceramic CAD-CAM crowns and metal ceramic crowns. Quintessence Int 40: 745-752.
202. Gemalmaz D, Özcan M, Alkumru HN (2001). A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. J Adhes Dent 3: 273-283.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

T.C. Kimlik No: 15611866600

Soyadı Adı: ATEŞ Sabit Melih

Doğum Tarihi ve Yeri: 08.05.1983-Trabzon

Medeni Hali: Evli

Telefon: 0 542 837 66 64

E-Posta: melih_ates@hotmail.com

Yazışma Adresi: Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 61080 – Trabzon.

EĞİTİM KRONOLOJİSİ

- Üniversite: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2006
- Orta Öğretim ve Lise: Trabzon Anadolu Lisesi, 2001
- İlk Öğretim: Trabzon Dumlupınar İlkokulu, 1994

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİM

- Diş Hekimi, Özel Muayenehane, 2006-2007.
- Diş Hekimi, T.C Sağlık Bakanlığı, Trabzon Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi, 2007
- Araştırma Görevlisi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2007- halen

YABANCI DİL

İngilizce (ÜDS: 75)

UZMANLIK ALANI

Protetik Diş Tedavisi

YAYINLAR/BİLDİRİLER

SSCI, SCI- Expanded ve AHCI kapsamındaki dergilerde yayımlanan makaleler

1. Bağış B, Satiroğlu I, Korkmaz FM, Ateş SM (2010). Rehabilitation of an extracted anterior tooth space using fiber-reinforced composite and the natural tooth. Dental Traumatology 26: 191-194.

Ulusal hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1. Çakmak T, Ateş SM, Altıntaş SH, Kuşgöz A (2011). Amelogenesis imperfektalı bir hastanın overlay protezle rehabilitasyonu. SÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 20: 140-143.

Bildiriler (Sözel veya Poster)

1. Saraç Ö, Ustaömer S, Baltacıoğlu E, Aydoğan E, **Ateş SM**. Papillon-Le Fevre Syndrome: A clinical report. 14th Congress of Balkan Stomatological Society, 9th Scientific Congress of Bulgarian Dental Association, 6-9 Mayıs 2009, Varna, Bulgaristan.
2. Bağış B, Satioğlu I, Korkmaz FM, **Ateş SM**. Rehabilitation of an extracted anterior tooth space using fiber-reinforced composite and the natural tooth. 14th Congress of Balkan Stomatological Society, 9th Scientific Congress of Bulgarian Dental Association, 6-9 Mayıs 2009, Varna, Bulgaristan.
3. Durkan R, **Ateş SM**, Korkmaz FM, Gürbüz A, Ustaömer S, Bağış B. Evaluating the transverse strength of high impact acrylic resin polymerized by different curing methods. 3 th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, 23-25 Eylül 2010, Priştina, Kosova.
4. Korkmaz FM, Bağış B, Durkan R, **Ateş SM**, Ustaömer S. The effect of zirconium oxide ceramic surface treatment on the bond strength to porcelain. 34th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, 23-25 Eylül 2010, Priştina, Kosova.
5. Korkmaz FM, Bağış B, Durkan R, **Ateş SM**, Satioğlu I. Comparison of composite and porcelain laminate veneers. 34th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, 23-25 Eylül 2010, Priştina, Kosova.
6. Durkan R, Korkmaz FM, Aydoğan E, **Ateş SM**, Bağış B. Prosthetic rehabilitation of a fractured tooth with glass fiber post-core and zirconia crown. 34th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, 23-25 Eylül 2010, Priştina, Kosova.
7. Korkmaz FM, Durkan R, Özcan M, **Ateş SM**, Bağış B. Peel-strength of denture liner to PMMA and Polyamid: Laser versus air-abrasion. IADR Congress 12-15 Eylül 2012, Helsinki, Finlandiya.
8. Kehribar MA, Baltacıoğlu E, **Ateş SM**, Atagün ÖS, Yuva P, Aydın G, Yılmaz M. Sklerodermanın Oral Rehabilitasyonu. Türk Periodontoloji Derneği 42. Bilimsel Kongresi ve 22. Sempozyumu. 8-10 Kasım 2012, Ankara, Türkiye.

Katınılan kongre, seminer ve sempozyum gibi bilimsel toplantılar

1. 14th Congress of Balkan Stomatological Society (BASS), 9th Scientific Congress of Bulgarian Dental Association, 6-9 Mayıs 2009, Varna, Bulgaristan.
2. 34th Annual Conference of the European Prosthodontic Association (EPA), 23-25 Eylül 2010, Priştina, Kosova.

Projeler

1. Yeşil Duymuş Z, Ateş SM, Holoğlu B (2010). Sabit protezlerde kullanılan farklı tipteki alt yapı materyallerinin porselen fırınlaması sırasındaki marjinal uyumlarının değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi.

Üyelikler

1. Türk Diş Hekimleri Birliği

