

T.C.
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HEKİMLİĞİ BİLİMLERİ MERKEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**HIP VE NON-HIP ZİRKONYA BLOKLARDAN CAD-CAM
YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN KURON KOPİNGLERİNİN MARJİNAL
UYUMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Cumhur KORKMAZ
DİŞ Tbp. Yzb.

GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI
DOKTORA TEZİ

ANKARA
2011

T.C.
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HEKİMLİĞİ BİLİMLERİ MERKEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**HIP VE NON-HIP ZİRKONYA BLOKLARDAN CAD-CAM
YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN KURON KOPİNGLERİNİN MARJİNAL
UYUMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Cumhur KORKMAZ
DİŞ Tbp. Yzb.

Gülhane Askeri Tıp Akademisi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü' nün
Protetik DİŞ Tedavisi Doktora Programı
için öngördüğü DOKTORA TEZİ
olarak hazırlanmıŐtır.

TEZ DANIŞMANI
O.Cumhur SİPAHİ
Doç. Hv. DİŞ Tbp. Yb.

ANKARA
2011

GATA Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü' ne:

"HIP ve NON-HIP Zirkonya Bloklardan CAD-CAM Yöntemi İle Üretilen Kuron Kopinglerinin Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması" konulu bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : Doç. Hv. Diş Tbp. Yb. O.Cumhur SİPAHİ, GATA

ÜYE : Prof. Dr. İbrahim TULUNOĞLU, HACETTEPE ÜNİV.

ÜYE : Prof. Hv. Diş Tbp. Kd. Alb. Yavuz S. AYDINTUĞ, GATA

ÜYE : Prof.Diş Tbp.Kd.Alb. A. Erman AKBULUT, GATA

ÜYE :Yrd.Doç.J.Diş Tbp.Ütğm. Simel AYYILDIZ, GATA

ONAY: Diş Tbp. Yzb. Cumhur KORKMAZ'ın 16.06.2011 tarihinde savunduğu bu tez Akademi Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Ufuk DEMİRKILIÇ
Prof. Tbp. Tuğgeneral
GATA Sağ.Bil.Enst.Md.

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kurulu'nun 21 Nisan 2010 gün ve 199 sayılı kararı gereği Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığı'nda yapılmıştır.

Yürüttüğüm tez çalışması boyunca bilgi, deneyim ve yardımını benden esirgemeyen tez danışmanım ve Anabilim Dalı Başkanım Sayın Doç. Hv. Diş Tbp. Yb. O.Cumhur SİPAHİ 'ye, doktora eğitimimi tamamlamamda katkısı olan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma ve kliniğimizin tüm çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Araştırmamın laboratuvar çalışmalarında desteklerini esirgemeyen Praksis Dental Laboratuvarı çalışanlarına ve Dr. Dt. Baykal YILMAZ 'a teşekkür ederim.

Bugünlere gelmemi sağlayan aileme, doktora eğitimim süresince her türlü yardımını benden esirgemeyen sevgili eşim Diş Hekimi Ruhsar KORKMAZ 'a ve varlığı ile güç veren biricik kızım Doğa KORKMAZ 'a teşekkür ederim.

ÖZET

HIP ve NON-HIP Zirkonya Bloklardan CAD-CAM Yöntemi İle Üretilen Kuron Kopinglerinin Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması

Bu çalışmanın amacı, 2 farklı CAD-CAM sistemi kullanılarak HIP (Tam Sinterlenmiş) ve NON-HIP (Yarı Sinterlenmiş) zirkonya bloklardan 3 farklı basamak tipinde üretilen kuron alt yapılarının marjinal kenar uyumlarının karşılaştırılmasıdır.

6 mm kuron boyu, 1,2 mm basamak genişliği ve 6°lik aksiyal duvar eğimine sahip 60 adet paslanmaz çelik örneğin 20 adedi, 90° shoulder (SHO), 20 adedi chamfer (CHA) ve 20 adedi 120° bevel (BEV) basamak şeklinde hazırlandı. Kor yapılar üzerine; Cerec inLab sistemi kullanılarak NON-HIP zirkonyum bloklardan 3 farklı basamak tipinde 30 adet zirkonyum alt yapı örneği ve DCS Precident sistemi kullanılarak HIP zirkonyum bloklardan yine 3 farklı basamak tipinde 30 adet zirkonyum alt yapı örneği üretildi. İki farklı tip zirkonyumdan ve üç farklı tip basamak ile üretilen toplam 60 adet zirkonyum alt yapı örneği 6 adet deneysel gruba ayrıldı (SHO/HIP, SHO/NHIP, CHA/HIP, CHA/NHIP, BEV/HIP ve BEV/NHIP) (n=10).

Marjinal açıklık ölçümleri stereomikroskopta yapıldı ve verilerin istatistiksel analizinde SPSS 15.0 yazılım programı kullanıldı. HIP ile NON-HIP ana grupları arasında ($p<0,001$), bu 2 ana grubun farklı basamak tipleri arasında ($p<0,001$) ve ana gruplar içindeki farklı basamak tipleri arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,001$). Altı adet deneysel gruba ait marjinal aralık değerleri küçükten büyüğe şu şekilde sıralandı: SHO/HIP ($35,8\pm13,5 \mu\text{m}$) < CHA/HIP ($44,3\pm13,3 \mu\text{m}$) < BEV/HIP ($55,7\pm27,6 \mu\text{m}$) < CHA/NHIP ($60,2\pm24,4 \mu\text{m}$) < SHO/NHIP ($85,6\pm25,6 \mu\text{m}$) < BEV/NHIP ($86,6\pm35,8 \mu\text{m}$). Tüm alt yapılarda elde edilen değerler kabul edilebilir klinik sınır olan $120 \mu\text{m}$ 'nin altında bulundu.

Anahtar Kelimeler: CAD-CAM sistemleri, Tam sinterlenmiş zirkonya, Yarı sinterlenmiş zirkonya, Marjinal kenar açıklığı, Marjinal bitim çizgisi, Stereomikroskop.

Destekleyen Kurumlar: Gülhane Askeri Tıp Akademisi Araştırma Bilimsel Kurul Başkanlığı

Yazar adı: Cumhur KORKMAZ

Danışman: O. Cumhur SİPAHİ

SUMMARY

Marginal fit comparison of HIP and NON-HIP zirconia copings with 3 different marginal finish lines fabricated with two different CAD-CAM systems.

The purpose of this in-vitro study was to compare the marginal fit of hot isostatic pressed (HIP) and non hot isostatic pressed (NON-HIP) zirconia copings with 3 different marginal finish lines fabricated with two different CAD-CAM systems.

To simulate prepared teeth, 60 stainless steel core specimens were fabricated via CNC machining. The specimens had 6 mm height, 1.2 mm finish line width and 6-degree angle axial wall convergence. Twenty of the specimens had 90-degree angled shoulder finish line configuration (SHO), other 20 specimens had chamfer finish line configuration (CHA), and the last 20 specimens had 135-degree angled bevel finish line configuration (BEV).

Thirty NONHIP zirconia copings with 3 different finish line configurations were fabricated with Cerec inLab CAD-CAM System, and 30 HIP zirconia copings with 3 different finish line configurations were fabricated with DCS Precident CAD-CAM System, such as to fit onto stainless steel core specimens. Totally 60 zirconia coping specimens were randomly assigned in 6 experimental groups (SHO/HIP, SHO/NHIP, CHA/HIP, CHA/NHIP, BEV/HIP ve BEV/NHIP) (n=10).

Marginal gap measurements were performed using a stereomicroscope with x150 magnification. Obtained data were analyzed with the SPSS 15.0 statistical software program. The average marginal gap values were obtained as follows, respectively: Group SHO/HIP ($35,8 \pm 13,5 \mu\text{m}$) < Group CHA/HIP ($44,3 \pm 13,3 \mu\text{m}$) < Group BEV/HIP ($55,7 \pm 27,6 \mu\text{m}$) < Group CHA/NHIP ($60,2 \pm 24,4 \mu\text{m}$) < Group SHO/NHIP ($85,6 \pm 25,6 \mu\text{m}$) < Group BEV/NHIP ($86,6 \pm 35,8 \mu\text{m}$). Statistically significant difference was found between HIP and NON-HIP groups ($p < 0.001$), and between groups with different finish line configurations ($p < 0.001$).

Key words: CAD-CAM, Hot isostatic pressed zirconia, Non hot isostatic pressed zirconia, Marginal gap, Marginal finish line, Stereomicroscope.

Supported by: Gulhane Military Medical Academy Scientific Research Commission

Author: Cumhur KORKMAZ

Counsellor: O.Cumhur SİPAHİ

İÇİNDEKİLER

Sayfa no:

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
SUMMARY	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Tarihçe.....	3
2.2. Dental Seramikler	5
2.3. Dental seramiklerin Özellikleri.....	7
2.3.1. Dental Seramiklerin Güçlendirilmesi	8
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	12
2.5. Tam Seramik Sistemleri.....	15
2.5.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları ve Kullanım Alanları ...	16
2.5.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları	16
2.5.3. Tam Seramik Sabit Restorasyonların Avantajları.....	16
2.5.4. Tam Seramik Sabit Restorasyonların Dezavantajları.....	17
2.6. CAD-CAM Sistemleri	18
2.6.1. CAD-CAM Sistemlerinin Komponentleri	18
2.6.1.1. Tarayıcı (Scanner)	19
2.6.1.2. Yazılım (Software)	19
2.6.1.3. Fabrikasyon (CAM)	20
2.6.2. CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları ve Dezavantajları	21
2.6.3. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	22
2.6.3.1. Zirkonyum	24
2.6.3.2. Zirkonyumun Kullanım Alanları	26

2.6.3.3. Zirkonyum Seramiklerin Üretimi	27
2.6.4. Yaygın Olarak Kullanılan CAD-CAM Sistemleri.....	28
2.6.4.1. CEREC	29
2.6.4.2. CERCON	32
2.6.4.3. PROCERA	33
2.6.4.4. LAVA.....	34
2.6.4.5. EVEREST	35
2.6.4.6. CICERO	36
2.6.4.7. DCS Precident	36
2.6.4.8. Hint Els GmbH	37
2.7. Sabit Restorasyonlarda Marjinal Uyum.....	38
2.7.1. Marjinal Uyum Ölçüm Yöntemleri	41
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	44
3.1. Kor Materyallerin Hazırlanması.....	44
3.2. Cerec inLab Sistemi İle Alt Yapıların Hazırlanması	46
3.3 DCS Precident Sistemi İle Alt Yapıların Hazırlanması	47
3.4. Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması	49
3.5. Çalışmada Kullanılan İstatistiksel Yöntemler	52
4. BULGULAR.....	53
5. TARTIŞMA.....	62
6. SONUÇLAR	70
7. KAYNAKLAR	71

SİMGELER VE KISALTMALAR

$\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$	: Kaolin
B_2O_3	: Berilyum oksit
BEV	: Bevel basamak
CAD-CAM	: Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Dizayn-Bilgisayar Destekli Üretim)
CaO	: Kalsiyum oksit
$^{\circ}\text{C}$	: Derece santigrat
CHA	: Chamfer basamak
gr/cm^3	: Gram/santimetreküp
HIP	: Hot isostatic pressing (tam sinterlenmiş blok)
K	: Kelvin
K^+	: Potasyum
KNO_3	: Potasyum nitrat
kg/mm^2	: Kilogram/milimetrekare
$\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$	: Feldspar
K_2O	: Potasyum oksit
MgO	: Magnezyum oksit
MPa	: Megapaskal
μm	: Mikrometre
Na^+	: Sodyum
Na_2O	: Sodyum oksit
NON-HIP	: Non-Hot isostatic pressing (Yarı sinterlenmiş blok)
O_2	: Oksijen
SiO_2	: Quartz
SHO	: Shoulder basamak
TZP	: Tetragonal zirkonya polikristal
Y-TZP	: Yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristal
Y_2O_3	: Yttrium oksit

Zr	: Zirkonyum
ZrO₂	: Zirkonyum oksit
ZrSO₄	: Zirkonyum sülfat
ZrSiO₄	: Zirkonyum silikat

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No:

Şekil 2.1:	Dental seramiklerde yüzey çatlaklarının gerilim sonucunda yayılım göstermesi.....	9
Şekil 2.2:	Ağız içi tarama ünitesi	19
Şekil 2.3:	CAD ünitesi	20
Şekil 2.4:	CAM ünitesi.....	21
Şekil 2.5:	Cerec 3 ünitesi	30
Şekil 3.1:	Çalışmada kullanılan örnekler	45
Şekil 3.2:	HIP ve NON-HIP zirkonya örnekler	45
Şekil 3.3:	Cerec inLab ünitesi	47
Şekil 3.4:	DCS President sistemi	48
Şekil 3.5:	Frezeleme işlemi	48
Şekil 3.6:	Marjinal aralık ölçümlerinde kullanılan düzenek	49
Şekil 3.7:	Ölçümlerde kullanılan stereomikroskop	50
Şekil 3.8:	Çekilen marjinal açıklık fotoğrafları ve marjinal kenar boyamaları	51
Şekil 3.9:	Marjinal kenar boyunca seçilen rehber noktalar	51
Şekil 4.1:	NON-HIP ve HIP ana gruplarının karşılaştırılması	55
Şekil 4.2:	İki ana grup arası marjinal aralık değerleri ortalaması.....	56
Şekil 4.3:	Gruplar arası marjinal aralık değerleri karşılaştırılması	57
Şekil 4.4:	NON-HIP grupların karşılaştırılması	57
Şekil 4.5:	NON-HIP basamakların karşılaştırılması.....	58
Şekil 4.6:	HIP grupların karşılaştırılması	58
Şekil 4.7:	HIP basamakların karşılaştırılması.....	59
Şekil 4.8:	Shoulder gruplarının karşılaştırılması.....	60
Şekil 4.9:	Chamfer gruplarının karşılaştırılması	60
Şekil 4.10:	Bevel gruplarının karşılaştırılması	61

TABLolar DİZİNİ

Sayfa No:

Tablo 2.1: CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramik materyalleri	23
Tablo 2.2 : ZrO ₂ seramikler	25
Tablo 2.3: Piyasadaki bazı CAD-CAM sistemlerinin karşılaştırılması	29
Tablo 3.1: Deney gruplarının sınıflaması	46
Tablo 4.1: NON-HIP gruplarda elde edilen mesafe değerleri (µm).....	53
Tablo 4.2: HIP gruplarda elde edilen mesafe değerleri (µm).....	54
Tablo 4.3: NON-HIP ve HIP ana gruplarının karşılaştırılması	55
Tablo 4.4: Farklı basamakların marjinal aralık değerleri.....	56
Tablo 4.5: Ana grupların aynı tür basamaklarının karşılaştırılması	59

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde kullanılan tam seramik restorasyonlar doğal dişe en yakın renk ve ışık geçirgenliğine sahip olmaları nedeniyle en fazla tercih edilen restorasyon tipleridir (40, 107). Seramik materyalinin ilerleyen teknoloji ile fiziksel ve mekaniksel özelliklerinin geliştirilmesi kullanım alanını da genişletmektedir. Hastaların estetik materyallere olan talebinin ve bilincinin artması, metal destekli seramik sistemlerin özellikle biyouyumluluk ve optik özelliklerinin kalitesi konusundaki endişelerini arttırmıştır (114). Metal alt yapıli restorasyonun ışık geçirgenliğini engellemesi, metal-iyon renklenmesi, korozyon, bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara neden olması bu materyal yerine yeni arayışların doğmasını gerektirmiştir (16, 18, 41, 116). Böylece estetik açıdan üstün, metal desteksiz porselen kullanımı gündeme gelmiştir. Lityum disilikat, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi tam seramik alt yapı materyallerindeki gelişmeler tam seramik restorasyonların uygulama alanlarını genişletmiştir (2, 66, 115).

Günümüzde metal desteksiz seramiklerin güçlendirilmesi yönünde çok büyük ilerlemeler kaydedilmiştir ve hala çalışılmaktadır. Tam seramiklerin mekanik dayanımları kadar önemli bir diğer konu da biyolojik uyumları ve marjinal kenar adaptasyonlarıdır.

Pulpal ve periodontal dokulara minimal etki, marjinal uyum, kırılma dayanımı ve estetik, seramik kuronların uzun dönem başarısında önemli faktörler olmuştur (125). Bir restorasyonda başarı üç faktöre bağlıdır. Bunlar kuron seviyesi ve servikal konturun belirlenmesi, marjinal adaptasyon ve restorasyon materyalinin yapısal özellikleridir (152).

Seramik kuronlarla ilgili araştırmaların önemli bir kısmı ise marjinal uyuma odaklanmıştır (125). Sabit restorasyonlarda marjinal uyum, restorasyonun uzun dönem başarısında en önemli unsurlardan birisidir (61). Yetersiz marjinal adaptasyon, yapıştırıcı ajanın zaman içerisinde çözünmesine, mikrosızıntıya ve bölgenin plak retansiyonuna elverişli hale

gelmesine sebep olur (125). Sabit restorasyonlarda meydana gelen büyük marjinal aralıklar, daha fazla plak akümülyasyonuna, dişeti oluşu sıvısında azalmaya, oluşan sızıntı sonucu tekrarlayan çürük oluşumuna ve periodontal yıkımla birlikte görülen kemik kaybına neden olabilmektedir (153). Tam seramik kuronlardaki uyumsuzluk, onların kırılma dirençlerini de olumsuz etkiler ve sonuç olarak, ömürleri kısa süreli olur (69, 125).

Estetik ve dayanıklılık bakımından memnun edici sonuçlar sunan yüksek dirençli seramik materyallerinin kullanımı, bu materyallerin işlenebilmesi için ileri teknoloji ihtiyacını doğurmuştur. Bu aşamada çözüm olarak bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojisi olan CAD-CAM sistemleri diş hekimliği pratiğine girmiştir (32, 149).

Modern CAD-CAM sistemlerinin kullanıma girmesiyle, daha yüksek ve homojen materyal kalitesine sahip, üretim yöntemi standardize edilmiş ve ürün maliyeti azaltılmış yüksek dirençte oksit seramiklerin üretilmesi mümkün olmuştur. Son yıllarda, Cercon (Dentsply), DCS PRECIDENT (DCS Dental AG), LAVA (3M ESPE) ve Procera AllZirkon (Nobel Biocare) gibi pek çok zirkonyum oksit seramik sistemi piyasaya sürülmüştür (35).

Bu in-vitro çalışmanın amacı, iki farklı CAD-CAM sistemi kullanılarak, HIP (Tam Sinterlenmiş) ve NON-HIP (Yarı Sinterlenmiş) zirkonya bloklardan üç farklı basamak tipinde (shoulder, chamfer ve bevel) üretilen zirkonia korların kenarı uyumlarının karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

Yunanca “keramikos” sözcüğünden türemiş olan seramik, M.Ö. 50’li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış, XVI. yy’da Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir. Seramik, protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Duchateau tarafından kullanılmıştır (39). İlk seramik diş materyali patentini, 1789 yılında, Fransız diş hekimi Chamont, Duchateau ile birlikte almıştır (6).

Tek diş seramik kuronlar ilk defa 1808 yılında İtalyan asıllı diş hekimi Fonzi tarafından Paris’te yapılmış, fakat opasite ve kırılabilirlik nedeni ile başarılı olamamıştır (2). Seramikler 19. yy. sonlarında sabit restorasyonların yapımında kullanılmaya başlanmıştır. Seramik jaket kuron olarak bilinen ilk metal desteksiz kuron 1886’da Land tarafından yapılmıştır. Bu restorasyon tipi yıllarca diş hekimliğinin sunduğu en estetik çözüm olarak kalmıştır. Malzemenin kırılabilirliğe olan yatkınlığı sebebiyle kullanım alanı ön tek diş restorasyonları ile sınırlı kalmıştır (2, 39, 81). İlk veneer kuron tanımı 1869’da W.N Morrison tarafından yapılmıştır. 1889’da C.H Land platin matriks üzerine seramik şekillendirmiş, 1900 yılından itibaren yüksek ısıda pişirilen seramikler ile veneer kuronların yapımı rutin olarak kullanıma girmiştir. 1907’de William H. Taggart diş hekimliğinde ilk olarak döküm örneği yapımında mumu kullanarak yeni bir döküm sistemi geliştirmiştir (151). Albert Le Go’nun 1925’te yayınlandığı “Diş Hekimliğinde Seramikler” kitabı seramiklerin daha yaygın kullanılmasını sağlamıştır.

1963 yılında Mc Lean ve Hughes alümina seramikleri geliştirerek günümüzdeki metal desteksiz sistemlerinin temelini oluşturmuşlardır (81). 1980’lerde dökülebilir cam seramik (Dicor ve Cerapearl) ve büzülme göstermeyen Cerestore alümina seramikler diş hekimliğinde kullanıma başlanmıştır. Bu sistemlerde kayıp mum tekniği kullanılarak anterior kuronlarda estetik sonuçlar elde edilmiştir. Ancak posterior restorasyonlarda

görülen yüksek kırılma oranları ve yeni geliştirilen materyaller sebebiyle bu materyaller gözden düşmüştür. 1985 yılında piyasaya sürülen yüksek dirençli seramik sistemlerinden olan IPS Empress ve In-Ceram sistemleri benzersiz teknolojileri ve popolariteleri ile geniş kullanım alanı bulmuşlardır (129).

Zirkonyum materyali ise ilk kez 1789'da Alman kimyager Martin Heinrich Kleproth tarafından Sri Lanka Adası'nda zirkon filizi ($ZrSO_4$) olarak bulunmuştur (132). Bu yapıyı, bazı zirkon cevherlerini (zirkon toprağı- ZrO_2 , zirkonyum silikat- $ZrSiO_4$) ısıtarak elde etmiştir (77). Zirkonyum, ismini Farsça "Altın Rengi" anlamına gelen "Zargun"dan almıştır. Zirkonyum uzun seneler diğer oksitlerle birlikte seramikte renklendirici olarak kullanılmıştır. Kimyasal ve boyutsal stabilitesi üst düzeyde, fiziksel dayanımı, sertliği ve Young modülü paslanmaz çeliğinkine yakın olduğu için zirkonyumun tıbbi malzeme olarak kullanılabileceği de düşünülmüştür (92,93).

Zirkonyum ile ilgili ilk biyomedikal çalışma 1969'da Hemler ve Driskell tarafından yapılmıştır. Zirkonyumun biyomedikal bir malzeme olarak kullanıldığı ilk çalışma ise, Christ ve arkadaşları tarafından yapılan kalça protezleri olmuştur (83, 88). Önce ZrO_2 -MgO, ZrO_2 -CaO ve ZrO_2 - Y_2O_3 şeklinde karışımlar biyomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece yitrium ile stabilize zirkonyum seramiklerin kullanıma uygun olduğu görülmüştür (20). CAD-CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisinin kullanıma girmesiyle beraber zirkonyum protetik diş hekimliğinde de kullanılmaya başlamıştır (37).

1980'lerin başında dijital bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişim diş hekimliğindeki uygulamalara da yansımıştır (95). Bu gelişimin amacı diş hekimlerinin seramik restorasyonları etkili ve kolay bir şekilde dizayn edip şekillendirebilmesini sağlamaktır. 1979'da Heitlinger ve Rodder'ı takiben 1980'de Moermann ve Brandestini bu konuda araştırmalara başlamışlardır (27). İlk dental CAD-CAM prototipi 1983'te Fransa'da, Garanciere Konferansında sunulmuştur (33). 1980'li yılların ortalarında zirkonyum postlar

geliştirilmiştir (134). Herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilen ve ağza yerleştirilen ilk kuron 1985'te uygulanmıştır. 1999 yılında zirkonyumu işleyen bilgisayar destekli bir CAD-CAM sistemi olan Cercon, 2001 yılında ise Lava sistemi geliştirilmiştir (33). Procera sistemlerinde zirkonyum kuronlar 2001 yılında kullanıma girmiş ve 2004 yılında zirkonyum köprüler üretilmeye başlanmıştır. 2002 ve 2003 yılları arasında zirkonyum abutmentlar üretilmiş ve in vitro çalışmalarla desteklenerek olumlu sonuçlar vermiştir. 2007 yılında da zirkonyum implantlar ve implant destekli protezler geliştirilmiş, bu restorasyonlar 14 üyeye kadar kullanım alanı bulmuştur (89).

2.2. Dental Seramikler

Seramik terimi, genellikle bir ya da daha fazla metal elementi ile birleşmiş metal olmayan bir element (genellikle oksijen) içeren inorganik materyaller için kullanılır (81). Bu yapıda metal olmayan oksijen elementi matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silisyum (Si) gibi yarı metal atomlar oksijen (O_2) atomları arasında yer alır. Seramiklerin temel yapısını kaolen, silika ve feldspar oluşturur (10, 81, 101).

Seramikler, inorganik katı malzemelerdir. Seramik heykeller, sofa eşyası, çanak-çömlek, porselen, çimento, şişe, pencere camı gibi ürünler "Geleneksel Seramikler" olarak adlandırılmaktadır. Doğal olarak oluşmayan alumina, zirkonya, silisyum karbür, silisyum nitrür gibi malzemelerden yapılanlar ise "Modern Seramikler" olarak adlandırılır (144).

Seramikler kısaca biyolojik, kimyasal, optik, mekanik, nükleer, manyetik, elektriksel, ısı ve estetik özellikleri nedeniyle kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ise seramikler estetik, mekanik ve biyolojik özellikleri nedeniyle birçok alanda endikasyona sahiptirler.

Dental seramikler, kil veya kaolin, feldspar ve kuartz'dan oluşan 3 komponent ile geleneksel triaksial porselen temeline sahiptir. Daha fazla translüsensiye olan talep, kilin eliminasyonuna ve feldsparda yaklaşık olarak %80 oranında bir artışa neden olmuştur. Yaygın olarak kullanılan dental seramikler esas olarak, daha düşük fırınlama ısısı ve metallere bağlantı için gerekli olan ısısal genleşmeyi ayarlamak için ilave edilen oksitler (B_2O_3, K_2O, Na_2O, CaO) ile feldspatik camdan oluşmaktadır. Ek olarak demir oksit ve titanyum oksit gibi diğer metal oksitler de renk ve opasite vermek için seramikler içine ilave edilirler (31).

Dental seramiklerin temel materyali olan feldspar, gri ve pembe arasında bir renkte, kristalin ve opaktır (30, 31). Dental porselene birleştiricilik ve saydamlık verir (81, 90, 101, 154). Isıtıldığı zaman yaklaşık $1290^{\circ}C$ de erir. Seramiklere translüsensi veren camsı bir yapı halini alır (30).

Dental seramikler son yıllarda esas olarak potas feldspar ile yapılır. Feldspar geniş bir pota içinde yaklaşık olarak $1000^{\circ}C$ 'de alkali metal karbonatları ile ısıtılır. Feldspar bir cam ve lösit ($KAlSi_2O_6$) oluşturmak için ayrıştırılır. Lösitin ısısal genleşmesi yüksektir ($>20 \times 10^{-6}^{\circ}C$) ve miktarı seramiğin ısısal genleşme katsayısını kontrol eder. Lösit ayrıca seramiğin dayanıklılığına katkıda bulunur ve yüksek lösit seramikler düşük konsantrasyonda lösit içeren seramiklerden yaklaşık olarak iki kat daha dayanıklıdır (30).

Saf kuartz kristalleri (SiO_2), dental seramiklerde mümkün olduğunca en ince gren boyutlarında kullanılır (30). Seramikteki diğer maddeler için bir iskelet oluşturarak ısıtma sırasında kütleye stabilite sağlar, dayanıklılığını artırır, büzülme ayarlar (30, 90).

Kaolin, $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ formu ile bir kil tipi olarak tanımlanır. Kaolin porselene opaklık özelliğini verir. Su ile karıştırıldığı zaman yapışkan olur, diğer maddeleri bir arada tutar ve biçimlendirme sırasında seramiğin çalışılabilir kütlesini oluşturmaya yardım eder (30). Yapıştırıcı ve şekillendirici özelliği vardır (30, 90, 101, 154).

Dental seramik tozlarının üretiminde, ham materyaller ve katkı maddeleri yüksek sıcaklıklarda birlikte ısıtılır ve su içinde soğutulur. Bu sayede seramik kütlesi parçalanır ve toz haline getirilerek öğütülür. Bu işleme “fritting” denir. Bu toz, bir likit ile karıştırılarak homojen bir pat elde edilir ve restorasyon bu pat ile modele edilir. Çeşitli seramik frit kombinasyonları, restorasyonlarda pek çok estetik özellik oluşturan değişik renk ve translüsensideki tozlardır. Bu modele edilmiş seramik, içindeki partiküllerin eriyerek birbirleriyle kaynaştığı uygun ısıya getirilir. Bu işlem “sinterizasyon” olarak bilinir ve içeriğindeki partiküllerin kısmi kaynaşması ile sonuçlanır. Seramiğin vakum altında ısıtılması minimal pörözite ve maksimum translüsensi sağlar. En sonunda materyal, heterojen katı kütle oluşturmak için kristalize edilmiş ve edilmemiş inorganik oksitlerin cam matriks içinde birbirleriyle kaynaşmasıyla oluşur (31).

Seramik karışımına renk pigmentleri ilave edilir ve bunlar renk fritleri olarak isimlendirilir. Bu tozlar doğal dişlerin renklerini taklit etmek için küçük miktarlarda ilave edilir. Sarı-kahverengi renk için titanyum oksit, lavanta rengi için magnezyum oksit, kahverengi için demir oksit, nikel oksit, mavi için kobalt oksit, yeşil için bakır oksit ve opasiteyi arttırmak için kalay oksit kullanılır (31).

Seramik restorasyon yapımı sırasında seramikde minimum büzülme ve yeterli yoğunluk elde etmek için; fırınlama işleminden önce restorasyonun şekillendirilmesinde seramik tozunun yoğunluğu veya kondensasyon miktarı ile seramik kütlesinin erimesi (kaynaşması) için takip edilen yöntem ve fırınlamanın derecesi en önemli iki faktördür (30,31).

2.3. Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramikler kimyasal olarak oldukça stabildirler ve uzun zaman içerisinde bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısısal genleşme katsayıları mine ve dentininkine benzerdir (82, 144).

Seramiğin yüksek biyolojik uyumu, diş hekimliği malzemeleri arasında en çok kullanılan materyal olmasını sağlamıştır (10, 51, 147). Seramikler yüksek derecede okside olmuş, korozyona dayanıklı, genelde alerjik ve toksik reaksiyon oluşturmeyan materyallerdir (51). Diş hekimliği seramikleri, protez malzemeleri arasında en az plak birikimine neden olan malzemedir (154). Seramik yüzeyi ile temasta bulunan minenin abrazyona uğradığı klinik olarak kanıtlanmışsa da cilalı ve gleyzli seramik yüzeyi karşısında oluşan aşınma miktarında azalma olmaktadır (24, 147).

Seramikler genel olarak kimyasal etkilere karşı oldukça dirençlidir. Seramiklerin çözünebilmesi için çok güçlü asitler gereklidir. Çözünürlük, seramiğin camlaşma derecesine ve yüzeyinin polisajlı olup olmamasına bağlıdır (81). Yapısından dolayı vitrifikasyondan sonra cam tamamen kırılındır.

Dental seramiklerin baskı dayanıklılığı 350–550 MPa arasında olmasına rağmen, çekme dayanıklılığı oldukça düşüktür (20–60 MPa). Materyal temel olarak camdan oluşmaktadır. Bir camın direnebileceği maksimum gerilme % 0,1'den daha azdır. Camlar yüzey mikro çatlaklarına oldukça hassastırlar. Bu durum dental seramiklerin kullanımında büyük dezavantajdır (144).

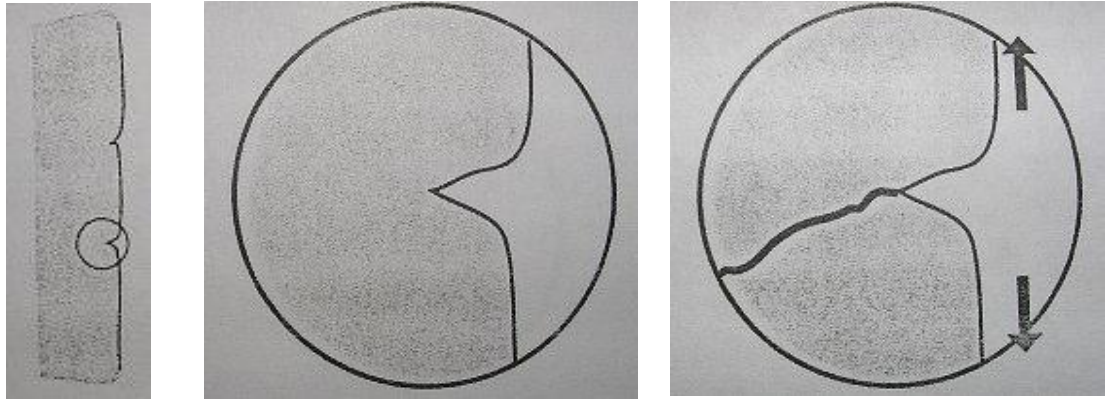
Feldspatik seramiklerin makaslama dayanıklılığı 110 MPa, elastik modülü 69 GPa ve Knoop sertliği 460 kg\mm² dir. Feldspatik seramiklerin termal özellikleri 0.003 cal\sec\cm²(°C\cm), lineer ısısal genleşme katsayıları $12 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ dir (30).

2.3.1. Dental Seramiklerin Güçlendirilmesi

Feldspatik seramikler cam matriks ve kristal fazdan oluşurlar. Bunların temel maddesi camdır. Camlar düzensiz yapılarına ve gerçek kristalin yapılarda bulunan kaygan düzlemlerinin bulunmamasına bağlı olarak

kırılındırılar. Dental seramiklerin dayanıklılığını, yapısında bulunan çatlak ve yarıklar etkiler (109). Yüzeydeki çatlak ve yarıklarının varlığı, 1920’de Griffith tarafından tanımlanmıştır ve Griffith Kusurları olarak isimlendirilmiştir (31).

Seramik gerilime maruz kaldığı zaman bu kusurlar çatlakların başlamasına ve yayılmasına neden olur. Baskı stresleri yarıkları durdurma eğiliminde olduğundan, porselen çekme gerilimlerine, baskı gerilimlerine oranla daha dirençsizdir (Şekil 2. 1) (30, 90, 155).



a. Seramik kuron kenarı b. Seramik yüzeyindeki Griffith kusuru c. Kusurlu bölgeden çatlağın yayılımı

Şekil 2.1. Dental seramiklerde yüzey çatlaklarının gerilim sonucunda yayılım göstermesi (30)

Yüzeyinde çatlaklar bulunan yüksek dirençli bir seramik, klinik şartlarda yüzeylerinde çatlak bulunmayan daha zayıf seramikten daha kötü performans gösterebilir. Döküm cam seramik (Dicor) ve alüminöz dental seramiklerde (Vitadur N) kırık daima yüzeyde ve genellikle pörözite içeren bölgelerde başlar (22). Başlıca seramik güçlendirme metotları şunlardır:

Metal alt yapıların kullanılması; seramik materyaller metal alaşımların dış oksit tabakasına bağlanmakta ve son derece dayanıklı restorasyonlar elde edilmektedir (31, 74).

Metal folyolara bağlanma; Folyoyla güçlendirilmiş restorasyonlar, yapımlarının kolay olması bakımından döküm metal alt yapılara alternatif

sağlamasının yanı sıra, pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaksızın oldukça estetik restorasyonlar yapılması açısından da bir avantaj sağlamışlardır. Metal alt yapılara seramik materyallerin bağlanması maksimum dayanıklılık sağlar, iç yarık ve çatlak yayılımını minimize eder.

Kristallerin cam faz içinde dağılması (çekirdek yapıyı güçlendirme); yüksek dayanıklılığa ve elastisiteye sahip seramik kristalleri, dental seramiklerin camsı fazı içine dağıldığında, oluşan cam-kristal birleşimi dayanıklılıkta ve elastikiyette artışa neden olacaktır. Bu daha sert kitle, çatlak yayılımını engeller böylece kırılma için daha büyük kuvvete ihtiyaç duyulur (31). Alüminayla güçlendirilmiş kor materyali, feldspatik porselenden iki kat daha fazla eğilme dayanıklılığına sahiptir (90). Bu dayanıklılıktaki artış kristal fazın konsantrasyonu ile ilgilidir (30).

Camların kristalizasyonu; camın kontrollü kristalizasyonu dental seramiklerin güçlendirilmesinde diğer bir metoddur (30, 68). Isı uygulaması sırasında, iç kristallerin büyümesi ve nükleasyon ile kontrollü kristalizasyon meydana gelir. Bu kontrollü kristalizasyon cam boyunca eşit olarak dağılan küçük kristallerin oluşumuna neden olur. Kristallerin sayısı ve büyüklüğü, ısı uygulamasının süresi ve ısı derecesi ile ayarlanır (144).

İyon değişimi ile kimyasal sertleştirme; bu teknik yüzeydeki çatlakların ilerlemesini engellemek amacı ile seramik yüzeyinde düşük ısıda kompresif bir tabaka oluşturmayı amaçlar. Cam matriks içindeki bazı iyonlar daha büyük iyonlarla değiştirilerek yüzeyde kompresif bir tabaka elde edilir. Seramik cam, geçiş ısısının altında erimiş tuz banyosuna daldırılır. Bu ısılarda cam rijid bir yapıdadır. İyonik hareketlerin oluşabilmesi için yeterli olan bu ısıda sadece alkali iyonlar yer değiştirebilecek kadar hareketlidir. Seramikteki Na^+ iyonları KNO_3 banyosundaki K^+ iyonları ile yer değiştirir. Sodyumdan daha geniş bir hacim kaplayan potasyum iyonları, silikat ağını sıkıştırarak kompresyonu gerçekleştirir (155). Bu sıkıştırılmış alan çekme kuvvetlerinin mikro çatlaklar üzerindeki etkisini azaltmaktadır. Çatlaklar ilerlemeden önce baskı gerilimlerini aşması gerektiği için, şartlandırılmış bu

yüzeyler, seramik kırılmadan önce oldukça büyük yüklenmeleri kaldırabilmektedir (156).

Mine ve dentine bağlanma; seramiklerin mineye bağlanma dayanımları oldukça iyidir. Dentine bağlanma dayanımı yapılan yeni çalışmalarla gün geçtikçe arttırılmakta ve mineyle olan bağlantısına rakip olmaktadır (30). Mineye bağlanma ile zayıf seramik restorasyonlar önemli derecede güçlendirilir. Preparasyon sırasında diş yapısından madde kaldırmaya olan ihtiyaç minimumdur. Eğer seramik restorasyonlar diş yapısına yeterince bağlanabiliyorsa, yapılan restorasyonun dayanıklılığı orijinal dişin dayanıklılığına yakın olacaktır (30).

Yüzey işlemleri; polisaj, glaze, otoglaze, basınç altında soğutma işlemlerini kapsamaktadır. Tesviye sonrası seramik yüzeylere uygulanabilecek polisaj işleminin, seramik yüzeyini daha düzgünleştirdiğine, düzgünleştirilmiş yüzeylerde gerilim birikimlerinin daha düşük düzeyde olacağına ve böyle düzgün yüzeylerde yapılan glaze işleminin daha başarılı olabileceği savunulmaktadır (3).

Simantasyondan önce son yüzey işlemi olarak önerilen glaze porselene düzgün ve parlak bir yüzey kazandırırken, yüzey mikro çatlaklarının ve yüzey porözitelerinin boyutlarının küçülmesini sağlamaktadır (152).

Seramiğin fırınlanması sırasında tam olarak sinterizasyonun oluşması ve poröz yapıların doldurulması sonucu seramiğin yüzeyinde parlak ve kaygan bir katman oluşur ki buna “natürel glaze” adı verilir. Bu sayede seramik, kütsel bütünlüğe erişir ve dayanıklılığı artar (3).

Seramik fırınlandıktan sonra fırından çıkarılır çıkarılmaz, basınçlı hava altında soğutulması esasına dayanır. Yapılan araştırmalarda hava basıncı miktarı ortalama 0.34 MPa olarak belirlenmiştir. Porselen yüzeyinde oluşan baskı gerilimleri mikroçatlakların ilerlemesini engelleyerek, porselenin eğilme dayanıklılığını arttırmaktadır (152).

Sertleştirme dönüşümü; son dönemlerde tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan zirkonyum oksit ısıya bağlı olarak farklı kristal yapılarında bulunmaktadır. Bu kristal fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik fazlardır. Materyalin mekanik özellikleri birinci olarak tetragonal faz-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır. Bu dönüşüme dıştan uygulanan stresler neden olmakta ve kristallerin hacminde % 3 ila % 5 oranında bir artış olmaktadır. Bu sayede, çatlakların ilerlemesine karşı koyacak iç stresler gelişmekte ve çatlak yayılımına materyalin direncinin artmasında rol oynamaktadır. Bundan dolayı; yttria kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin seramikler ve diğer zirkonyayla güçlendirilmiş seramikler konvansiyonel seramiklere kıyasla oldukça yüksek kırılma dayanıklılığı gösterirler (75).

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramik restorasyonlar literatürlerde farklı şekilde sınıflandırılmıştır. Bunlar:

Rosenbulm ve Shulman'a göre (113);

1. Metal destekli restorasyonlar

2. Tamamı seramik restorasyonlar

- Feldspatik seramikler
- Dökülebilir seramikler
- Frezlenebilir seramikler
- Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler
- Cam infiltre seramikler

O'Brien (90) tam seramik sistemleri içeriklerine göre sınıflandırmıştır.
Buna göre;

1. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri

- Alumina
- Magnesia
- Spinel enjekte döküm
- Zirconia

2. Feldspar

- Yüksek lösit oranı
- Düşük lösit oranı

3. Döküm-Pres cam seramikler

- Lössit içeren
- Lityum disilikat içeren
- Mika içeren

Conrad, Seong ve Pesun'a göre (28) yüksek dirençli alt yapı materyalleri 3 grupta toplanır;

1. Cam Seramikler

1. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Germany)

- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

3. Feldspatik seramikler

- Vitablocs Mark I (Vita, Bad Sackingen, Germany)

- Vitablocs Mark II (Vita, Bad Sackingen, Germany)

- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Germany)

2. Alumina Esaslı Seramikler

1. In-ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Germany)

2. In-ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Germany)

3. In-ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Germany)

4. Procera All-ceram (Nobel Biocare, Göteborg, Swede)

5. Synthoceram (Cicero, Horn, Netherlands)

3. Zirkonya Esaslı Seramikler

1. Cerec, Cerec2 ve Cerec3 (Sirona, Bensheim, Germany)

2. Evolution D4D (D4D Technologies)

3. Vita In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)

4. DC- Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)

5. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)
6. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Germany)
7. KaVo Everest (Kavo Dental, Biberach, Germany)
8. Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Germany)
9. Cercon (DeguDent, Hanau, Germany)
10. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, Italy)
11. Celay (Vita, Bad Sackingen, Germany)

2.5. Tam Seramik Sistemleri

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

Yapılan restorasyonlar renk derinliği, ışık geçirgenliği ve doğal dişte bulunan yapıyı verebilmelidir. Doğal diş, ışığın arka tarafa doğru iletilmesine izin verirken, metal destekli seramik krun sadece ışığın yansımalarına izin verir. Tamamı seramik restorasyonlar ışık iletimine izin verdiklerinden, komşu dişlerle uyumlu bir estetiğin sağlanabilmesi için kullanılması gereken materyallerdir (72, 147). Geleneksel seramikler ana madde olarak kil içerir. Bunun yanında alümina, feldspat, potas ve soda gibi metal oksitler de vardır. Tamamı seramik sistemleri ya feldspatik seramiklerdir ya da tamamen farklı kompozisyonlara sahiptirler (51).

2.5.1. Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları ve Kullanım Alanları

1. Çürük, aşınma, kırılma ve renklenme görülen dişlerde,
2. Estetiğin önemli olduğu ve kapanışta yeterli mesafenin olduğu vakalarda,
3. Normal diş kavsinden sapmış dişlerde, anatomik yapıyı sağlayarak estetik ve çapraşıklığı düzenlemek amacıyla,
4. Diş yapısının ve periodontal sağlığın mutlak korunması gerektiği durumlarda tam seramik restorasyonlar kullanılabilir (138).

2.5.2. Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları

1. Diş kesimi sonrası kapanış mesafesinin 1'mm den az olduğu durumlarda,
2. Kesi sonrası tutuculuğun en alt seviyede olacağı çok kısa dişlerde ve periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,
3. Bruksizm veya düzeltilemeyecek düzeyde maloklüzyonu olan vakalarda,
4. Daha önce basamaksız kesimin yapılmış olduğu dişlerde,
5. Örtülü kapanış ve ileri itimin ileri derecede artmış olduğu vakalarda,
6. Kuvvetli ve aktif kas sistemine sahip olan pipo kullanımı veya bazı meslek alışkanlıklarına sahip olan bireylerde tam seramik kuronlar uygulanmamalıdır (138).

2.5.3. Tam Seramik Sabit Restorasyonların Avantajları

1. Metal-seramik restorasyonlarda görülen, alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme, korozyon, toksik ve alerjik etkiler, translusensi eksikliği tam seramik restorasyonlarda görülmemektedir.

2. Seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından doğan, doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıklarından mükemmel bir estetiğe sahiptir.
3. X-ışınlarına karşı geçirgen oldukları için, mevcut dolgu ve kuron altındaki dişin kök kanalı rahatlıkla görülebilir.
4. Seramik restorasyon ve alt yapısı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metalle olan birleşmedeki gibi kabarcık, çatlak, ayrılma görülmez.
5. Metal destekli seramik restorasyonlardaki gibi gelen ışığın yansıması ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kuron içinden geçebilir, dişe yakın estetiği vardır (138).

2.5.4. Tam Seramik Sabit Restorasyonların Dezavantajları

1. Basamaklı kesim gerektiren seramik sisteminde üst çene arka bölge uygulaması zordur.
2. Diş kesimi metal destekli seramik kuronlara göre daha çok ayrıntı gerektirir.
3. Laboratuar çalışmaları daha çok dikkat ve titiz bir çalışma gerektirir.
4. Maliyeti yüksektir.
5. Ek laboratuar ekipmanı gerektirir.
6. Kırılabilirler (138, 152).

2.6. CAD-CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD-CAM (computer aided design-computer aided manufacturing), teknolojinin birçok alanında daha önceleri sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi ABD'den Bruce Altschuler tarafından 1977'de sağlanmıştır. CAD-CAM uygulamalarının restoratif diş hekimliğine girişi ise ancak 1980'lerde başlamış, 1984'de Fransa'dan Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve bir üyeli restorasyonları elde etmiştir. Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD-CAM uygulamasını Cerec sistem ile İsviçre'den Werner Mörmann ile Marco Brandestini 1988'de gerçekleştirmişlerdir (73, 133).

Sistemin temeli; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, kompozit veya metal bloklardan kuronlar, köprüler ve sabit protez alt yapıları üretmesi esasına dayanır (59).

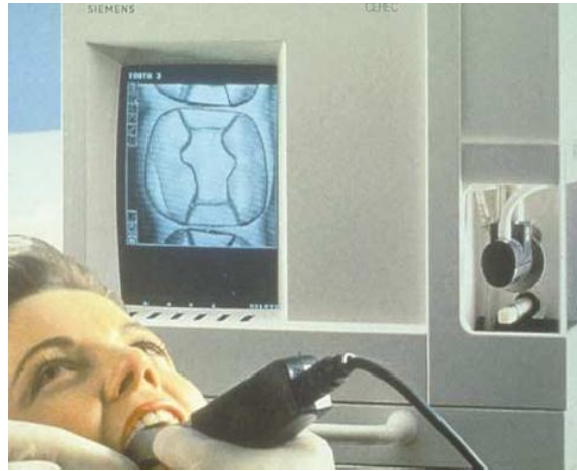
1984 den günümüze Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD-CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD-CAM sistemlerin son 20 yılda kullanımları gittikçe artmış, günümüzde CAD-CAM sistemleri oldukça popüler hale gelmiş, bu sistemlerle birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerinin kullanımına başlanmıştır (54). Bilgisayar teknolojisi, seramik alt yapıların hazırlanmasında diş hekimliğine önemli bir zenginlik katmıştır (34).

2.6.1.CAD-CAM Sistemlerinin Komponentleri

CAD-CAM sistemleri 3 farklı komponentten oluşmaktadır;

2.6.1.1. Tarayıcı (Scanner)

Prepare edilmiş dişler, oklüzyondaki dişler ve komşu dişler ekstraoral ya da intraoral olarak taranır. Tek kuronlarda yalnızca prepare edilecek diş yüzeyinin taranması yeterlidir (38, 131). Dental kullanımlarda mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı vardır. Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanılarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. Intraoral tarayıcıda ağız içinden prepare diş ve etrafındaki yapıların görüntüleri kaydedilerek dijital bir görüntü sağlanır. Optik tarayıcıda ise; beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır (Şekil 2.2) (149).

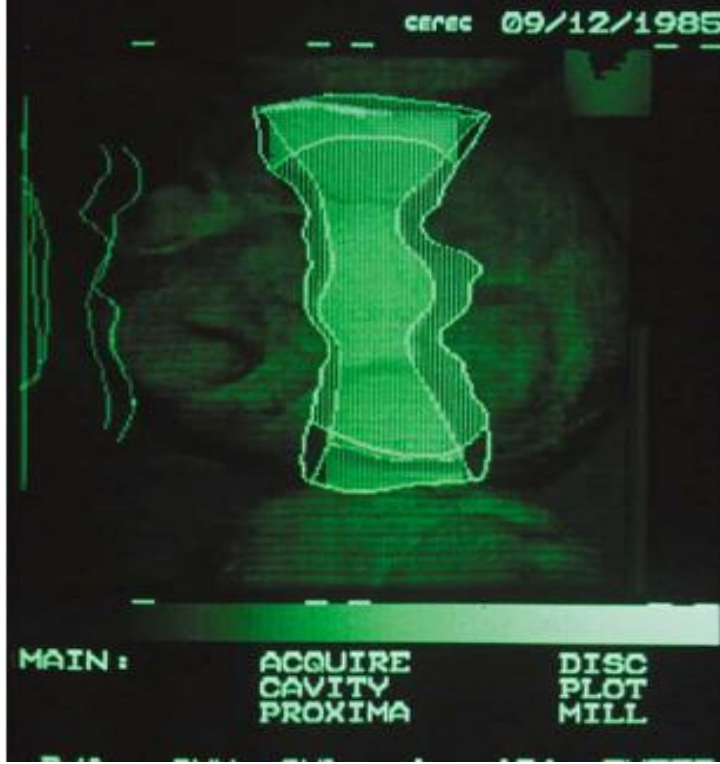


Şekil 2.2. Ağız içi tarama ünitesi (149)

2.6.1.2. Yazılım (Software)

Ekranda restorasyonun 3 boyutlu dizaynının ve planlanmasının yapıldığı bilgisayar ünitesidir. Günümüzde kişiye özgü restorasyonlar yaratmayı, tasarlamayı ve üretimini sağlayan yazılımlar mevcuttur. Bununla birlikte muhtemel kullanıcı hatalarından kaynaklanan risk, yazılım programlarının karmaşıklığı ile artmaktadır. Bu nedenle üreticiler, restorasyonun tasarımına tamamen 3 boyutlu bir görüntü ya da sanal mum model gibi yeni fonksiyonlar ilave ederek programların daha hassas çalışmasını sağlamışlardır. Son yıllarda CAD yazılım programlarının artan

kullanıcı kolaylığına karşın, kullanıcıların bilgisayar ile ilgili temel bilgi donanımlarının ve kullanım becerilerinin yeterli olup olmadığı da sonuç başarıyı etkileyen önemli bir faktördür (Şekil 2.3) (149).



Şekil 2.3. CAD ünitesi (149)

2.6.1.3. Fabrikasyon (CAM)

Bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma makineleridir (Şekil 2.4) (149). Restorasyonu oluşturmak için bloklar kullanılır. İşlem, materyal bloklarının frezelenmesi şeklinde oluşturulur. CAM üretiminden sonra, manüel düzeltmeler, final cilalamalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılır (34, 38, 131).



Şekil 2.4. CAM ünitesi (149)

2.6.2. CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

CAD-CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış, üretim süresini kısaltmış ve daha uyumlu restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır (37, 96). Bu sistemler ayrıca hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların da önüne geçmiştir (59, 73). Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemlerinin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondansasyon, füzyon ve sinterizasyon işlemleri nispeten azalmıştır (73).

CAD-CAM sistemlerinin avantajlarından birisi de tek seansta uygulamalar yapılabilirdiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybının minime indirgenmesidir. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kuron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkar, ayrıca bu faktörlerin elimine edilmesi küçük de olsa ekonomik kazanca sebep olur. CAD yazılımları sayesinde CAD-CAM sistemlerden hastalar kadar kazançlı çıkan başka bir grup ise laboratuvar

teknisyenleridir. Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmaktadır (45).

Dental CAD-CAM sistemlerin dezavantajlarının başında üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD-CAM sistemlerden yararlanmak hala ekonomik değildir. Monokromatik blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Ancak farklı renklere blokların geliştirilmesi ile bu sorun da aşılma aşamasındadır. Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak kritik hale gelmektedir (25).

2.6.3. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

- Dayanıklılığı artmış dökülebilir akrilikler
- Cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramikleri
- Silikat seramikleri
- Yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramikleri
- Titanyum
- Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar (46).

CAD-CAM sistemleri, tam seramik posterior kuronlara ve sabit parsiyel protezlere olan ihtiyacı karşılamak üzere üretilmiş, sinterlenmemiş alümina ve zirkon blokların aşındırılması temeline dayanan ve özel veneerleme porselenlerinin kullanıldığı alternatif sistemlerdir. CAD-CAM restorasyonlarında kullanılmak üzere üretilmiş pek çok seramik materyali mevcuttur (Tablo 2.1) (65).

Tablo 2.1. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramik materyalleri

Restoratif Materyal	CAD-CAM Sistemi	Endikasyon	Adeziv Simantasyon	Konvansiyonel Simantasyon	Bükülme Dayanıklılığı
Dicor MCG (fluormica)	Cerec	İnley, onley, veneer	Dual-cure	-	<100 MPa
Vita Mark II (feldspatik)	Cerec	inley, onley, veneer, anterior kuron	Dual-cure	-	150 MPa
ProCAD (lösitele güçlendirilmiş)	Cerec	inley, onley, veneer, anterior kuron	Dual-cure	-	150 MPa
In-Ceram Spinell (magnezyum oksit)	Cerec 3D, Cerec inLab	Anterior kuron	Self-cure	*	350 MPa
In-Ceram Alumina (alüminyum oksit)	Cerec 3D, Cerec inLab, DCS Precident	Kuronlar ve anterior köprüler	Self-cure	*	500 MPa
Alumina (alüminyum oksit)	Procera	Kuron ve köprü	Self-cure	*	600 MPa
In-Ceram Zirconia (zirkonyum oksit)	Cerec 3D, Cerec inLab, DCS Precident	Kuron ve köprü	Self-cure	*	750 MPa
Yarı sinterlenmiş zirconia (zirkonyum oksit)	DCS Precident, Lava, Procera, Everest, Cercon	Kuron ve köprü	Self-cure	*	>1.000 MPa
Tam sinterlenmiş zirconia (zirkonyum oksit)	DCS Precident, Everest	Kuron ve köprü	Self-cure	*	>1.000 MPa

2.6.3.1 Zirkonyum

Diş hekimliğinde zirkonyum, kullanım kolaylığı, sağlamlığı, korozyona direnci ve estetik beklentilere cevap verebilmesinden dolayı gündeme gelmiştir. **Zirkonyum**; Zr sembolüyle gösterilen metalik, kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22'dir. Oda koşullarında (25°C, 298K) gümüşümsü-beyaz renkli katı bir metal olup doğada hiçbir zaman tek başına serbest metal olarak bulunmaz. Yoğunluğu 6,51 g/cm³, ergime noktası 1852°C, kaynama noktası 3580°C'dir (102).

En önemli mekanik özellikleri; dayanıklılık, yüksek kırılma direnci, uzun dönem renk stabilitesi ve korozyona dirençli olmasıdır. In vitro çalışmalarda, bu materyalin kırılma direnci 9-10 MPa/m^{1/2} ve bükülme dayanımının 900-1200 MPa olduğu, alüminyum oksit seramiklerin ise; 3,1-4,6 MPa/m^{1/2} kırılma direncine, 236-600 MPa bükülme dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir. Zirkonya seramiklerin kırılma direnci değerlerinin, lityum silikat esaslı seramiklerin (2,8-3,5 MPa/m^{1/2}) yaklaşık 3 katı olduğu da belirtilmiştir. Şeffaflık, opasite ve veneer seramiğin uyumu da olumlu özelliklerinden bazılarıdır (36, 65).

Zirkonyum 2. geçiş serisinin elementlerinden biridir. Elektronik konfigürasyonunda tamamlanmamış 2 adet 4d elektronu vardır. Zirkonyum, hafnium ve titanyum'a benzer özellikler göstermektedir. Hafnium ve titanyum gibi zirkonyum elementi de 2 tane 3d ve 5d elektronuna sahiptir. Bu üç elementin kimyasal ve fiziksel özellikleri birbirlerine benzer, aralarındaki fark çekirdek yapılarından kaynaklanmaktadır. Zirkonyumun elektronik yapısı normal bir metale uygundur (27).

Zirkonyum ile ilgili literatürde bilinen mineraller zirkonyum silikat (ZrSiO₄) ve zirkonyum dioksittir (ZrO₂). **Zirkon**; zirkonyum silikat'ın diğer adıdır. **Zirkonya** ise; zirkonyum oksit ve baddeleyit terimleriyle birlikte zirkonyum dioksit'in diğer adları olarak kullanılır (1892'de Sri Lanka'da keşfeden Joseph Baddeley'in isminden gelmektedir). Zirkon (ZrSiO₄) ve zirkonya (ZrO₂) kelime yapısıyla benzeyen, ama birbirlerinden farklı iki

kimyasal bileşiktir, karıştırılmamalıdır. Zirkonyumun başlıca elde edildiği kaynak zirkon (ZrSiO_4) madenleridir (102).

Zirkonya seramiklerin yüksek dayanıklılığının faz dönüşüm sertleşme mekanizmasından kaynaklandığını belirtilmektedir (9,137). Zirkonya kristalleri monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere üç farklı yapıda düzenlenmektedir. Zirkonyanın saf hali oda ısısında monoklinik kristal yapısındadır (oda ısısından 1170°C 'ye kadar) ve stabil değildir. Artan ısılarda tetragonal yapıya (1170°C - 2370°C) daha da ısıtılırsa kübik yapıya (2370°C - 2716°C) dönüşüm göstermektedir (36, 65). Materyal yüzeyinde stres oluştuğunda, tetragonal fazdan monoklinik faza değişim gerçekleşmektedir. Hacim artışı (yaklaşık %4,5), yıkıcı başarısızlığa yol açabilecek derecededir. Bu değişim, geri dönüşümlüdür ve 950°C 'de başlamaktadır. Saf zirkonyanın tetragonal fazda stabilize edilmesi için materyale, %3,5-6 oranında Yttrium partikülleri (%5 Y_2O_3), CaO, MgO ilave edilmektedir (Tablo 2.2) (77). Böylece stres ile başlatılan tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümün kontrolü sağlanarak, çatlağın ilerlemesi önlenmekte ve bu sayede materyalin sertliğinin yüksek olması sağlanmaktadır (36). Günümüzde daha üstün özellikleri nedeniyle yaygın olarak stabilizatör amaçlı Y_2O_3 kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma Y_2O_3 ilavesi ile oda sıcaklığında tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) elde edilir. MgO ve CaO ticari olarak elverişli PSZ seramiklerini stabilize etmekte kullanılırken Mg-PSZ ve Ca-PSZ olarak isimlendirilir (90).

Tablo 2.2. ZrO_2 seramikler (77)

Malzeme	Elastiklik Modülü	Sertlik (GPa)	Kırılma Tokluğu (MPa/m^2)
Mg-PSZ	200	10-14	4,7-15
Ca-PSZ	215	7-12	15-30
Y-TZP	205	10-12	5,8-15

2.6.3.2 Zirkonyumun Kullanım Alanları

Zirkonyum, üstün özellikleri sayesinde çok farklı kullanım alanları bulmuştur.

- Korozyona dayanıklılığı ve nötron absorbe etme özelliğinin az olması nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesi olarak,
- Zirkonya erime noktasının yüksek olması (2700°C) nedeniyle ateşe dayanıklı malzemelerin yapımında, cam ve seramik endüstrisinde,
- Katı elektrolit olarak oksijen sensör imalinde,
- İzolasyon malzemesi olarak,
- Oksitlenmeye karşı ve termal bariyer amacıyla yapılan seramik kaplamada ve seramik filtre üretiminde,
- Element halindeyken ısıtıldığında yanıcı özelliğinden dolayı, bombaların yapısında, flaş ampüllerinde,
- Düşük sıcaklıklarda, zirkonyum-niobyum alaşımları, süper iletken özelliği nedeniyle mıknatısların yapımında,
- Korozyona dayanıklılığı nedeniyle cerrahi aletler, vs. birçok aletin yapımında,
- Isı şokuna dayanıklı laboratuvar malzemeleri üretiminde ve metalurjik fırınların kaplanması için kullanılmaktadır.
- Zirkonya, yüksek gerilme direncine sahip olması, doku dostu olması, gren çapının düşük olması sayesinde diş hekimliğinde seramik formunda implant ve abutment materyali, sabit restorasyonlarda (kron-köprü, laminate, inlay-onlay) kor materyali, post-kor materyali ve ortodontik braket olarak kullanılmaya başlanmıştır (29, 102).

2.6.3.3 Zirkonyum Seramiklerin Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum seramikler, bloklar halinde üretilirler. Bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci açısından 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark zirkonyum bloğun elde edilmiş şekli ile yakından ilgilidir. Üretim şekline göre Y-TZP zirkonyum bloklar 2 ana gruba ayrılır (65):

2.6.3.3.1. HIP (Hot Isostatic Pressing) Zirkon

HIP zirkonyum bloklar yüksek yoğunluğa sahip, sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan aşındırma işlemine tabi tutulurlar. Restorasyon direkt olarak, yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış HIP zirkonyum bloktan esas boyutunda şekillendirilir. HIP zirkonyum blokların elde edilmesinde öncelikle materyal yaklaşık 1300°C'de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1400-1500°C arasına kadar 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Bundan sonra da beyazlaşmaya kadar normal atmosferde, yani açık havada ısıtmaya devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kaldıktan sonra Y-TZP' nin rengi gri-siyah olur. Oksitlenip beyaz rengi kazanması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir (64).

2.6.3.3.2. NON-HIP (Non – Hot Isostatic Pressing) Zirkon

Literatürde 'dry-pressed' olarak da adlandırılan bloklar, zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı, yarı sinterlenmiş bloklardır ve poröz bir yapıya sahiptirler. Sinterlenmesi tamamlanmamış non-HIP zirkonyum bloktan hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler.

Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak “green machining” olarak adlandırılan “ham şekillendirme” işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı, yine basınçsız olarak 1350°C-1500°C arasında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonyum yaklaşık % 20-30'luk bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (64, 65, 102).

2.6.4 Yaygın Olarak Kullanılan CAD-CAM Sistemleri

CAD-CAM sistemleri; ofis ya da laboratuvar sistemleri olarak sınıflandırılabilir. Tüm CAD-CAM sistemleri arasında yalnızca Cerec, hem ofis hem de laboratuvar kullanımını aynı anda sunmaktadır. Cerec'e benzer olan tek sistem Evolution D4D'dir. DCS Precident, Procera, Cerec inLab ve Lava gibi laboratuvar CAD-CAM sistemleri özellikle son 10 yılda artış göstermiştir. Cercon; dizayn basamağı olmaksızın CAM kabiliyetine sahip tek laboratuvar sistemidir. Günümüzde yaygın olarak kullanılan birçok CAD-CAM sistemi tanımlanmıştır (Tablo 2.3) (73).

Tablo 2.3. Piyasadaki bazı CAD-CAM sistemlerinin karşılaştırılması (73)

Sistem	Piyasaya Çıkış	İşlem merkezi	Tarama Mekanizması	CAD Programı	CAM İşlemi
Cerec 3	2000	Hasta başı	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Cerec inLab	2001	Dental Lab.	Lazer	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
DCS President	1989	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Procera	1993	New Jersey ve İsveç	Manuel	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Lava	2002	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Everest	2002	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik
Cercon	2001	Dental Lab.	Lazer	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam Otomatik

2.6.4.1 CEREC

CEramic REConstruction sistemi (CEREC – Sirona Dental, Bensheim, Germany) geliştirilen ilk dental CAD-CAM sistemlerinden biridir. Cerec sisteminin tarayıcısı, bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi ve sinterleme (Zyrcomat) fırını vardır. Piyasada iki tip tarayıcısı mevcuttur.

İlki; hekimin klinikte ölçü işlemini elimine edebilmesi için sistemle uyumlu ağız içi kamerası, ikincisi Cerec inLab tarayıcısıdır. Cerec inLab, hem

mumu hem de modeli tarayabilir. 17 milyon koordinat noktası ile 3-4 üyelik bir preparasyonu taramak yaklaşık 30 dakika sürer.

Cerec 1 ve Cerec 2 ile prepare dişin optik taraması, “couple charged device” (CCD) denen kamera ile yapılır ve monitörde 3 boyutlu dijital görüntü elde edilir. Sonrasında restorasyon dizayn edilir ve kazınır. Operatörün saniyeler içinde çoklu görüntüleri kaydettiği en yeni Cerec 3D ile klinisyen; yarım çenede çoklu preparasyonlar yapabilir ve tüm yarım çene için sanal döküm model elde edebilir. Sonrasında restorasyon dizayn edilir ve üretim için kazıma ünitesine transfer edilir. Sistem ilk restorasyonu kazırken yazılım, sonraki restorasyonun dizaynı sürerken komşu dişlere teması sağlamak için sanal modele sanal restorasyonu oturtabilir.

Cerec 3 sistemi internet, multimedya, ağız içi renkli video kamera ve dijital bir radyografik birimle kombine edilmiştir. Cerec 3 sistemi, protetik çalışmalarda diagnostik, restoratif ve döküm amaçlı bir sistem olarak kullanılmaktadır (Şekil 2.5) (34, 78, 86, 95).

Cerec 3’ün kontrol yazılımı Windows NT ve Windows 2000’e adapte edilmiştir. Cerec 3 bilgisayar teknolojisi hızlı ilerlemelere sınırsız adaptasyon performansı gösterebilir. Bu adaptasyon otomatik işlemin ivmelenmesine izin verir ve oldukça kullanıcı dostu bir program sağlar.



Şekil 2.5. Cerec 3 ünitesi (86)

Cerec sistemin temelinde, üç boyutlu optik ölçü alan intraoral kamera vardır. Tarama işleminin ardından, alt yapılar tasarlanır. Tasarlanan alt yapılar, sisteme adapte frezeleme ünitesinde elde edilir. Frezeleme ünitesinde, Vita Mark II, Dicor MGC ve ProCad porselenleri kullanılmaktadır (87).

İlk jenerasyon Cerec sistemlerinin dezavantajları restorasyonların zayıf marjinal uyumları ve oklüzal yüzeylerin şekillendirilmesinde görülen başarısızlıktı (52, 114). Cerec 2 sistemi ile beraber bu problemler aşılmış sonuçta, Cerec sistem ile yüksek bir başarı oranıyla restorasyonlar elde etmek mümkün olmuştur. Renk stabilite ve aşınma oranları da klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde (42, 78). Dış yüzeyi iyi bir şekilde cilalanmış ve gleyzlenmiş Cerec ürünleri karşı diş minesinde doğal dişin yapacağı aşınmaya eşdeğer bir aşınma oranı gerçekleştirir (78). Ayrıca Cercon, Lava, Procera gibi sistemlerde laboratuvar ortamında restorasyonlar elde edilirken, hasta başı uygulamaları için kullanılan tek CAD-CAM sistemi Cerec'dir. Tek seansta restorasyonların elde edilmesi ile de postoperatif hassasiyet olmayacaktır (42). Adeziv materyaller ve yapıştırma simanlarındaki gelişmeler ilk Cerec sistemlerde görülen postoperatif hassasiyetin önlenmesinde etkili olmuştur (43).

Cerec inLab; çalışma dayları lazerle taranan ve sanal modelin dijital görüntüsünün bilgisayar ekranında görüntülendiği bir laboratuvar sistemidir. Bu sistemde VITA In-Ceram blokları çalışılmaktadır. Kopingin ya da alt yapının tasarımından sonra, laboratuvar teknisyeni Cerec inLab makinesine kazıma için uygun VITA In-Ceram bloklarını yerleştirir. Sonrasında teknisyen, kazınmış koping ya da alt yapının uyumunu kontrol eder. Koping ya da alt yapıya cam infiltre edilir ve veneer porseleni ilave edilir.

Cerec Sistemlerin Üretim işlemleri:

1-Diş preparasyonu tipik olarak tam seramik restorasyonların hazırlandığı gibi yapılır.

2. Prepare edilen diş opak bir toz ile kaplanır.
3. Optik tarayıcı ile prepare edilen dişin görüntüsü bilgisayar monitörüne yansıtılır. Görüntü yakalanınca bilgisayara kaydedilir.
4. Bilgisayar ekranında marjinler ve konturlar belirlenir.
5. Uygun boyutta seçilen seramik bloklar şekillendirme ünitesine yerleştirilir. Bir kuronun hazırlanma süresi yaklaşık 20 dakikadır.
6. Elde edilen restorasyonun ağızda kontrolü yapılır ve kompozit esaslı yapıştırma simanı ile simante edilir (43).

2.6.4.2 CERCON (Degudent)

Bu sistemde diğ er sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Sistem **Cercon Brain Kazıma Ünitesi** ve **Cercon Heat Sinterleme Fırını** olmak üzere iki üniteden oluşur. Cercon sistemde prepare edilen dişe ait day üzerinde alt yapının mum örneği hazırlanarak Cercon cihazının ana parçasına (Cercon brain) yerleştirilir. Mum model gümüş tozları kaplandıktan sonra cihazın lazer sistemi ile taranır ve elde edilen verilerin frezeleme ünitesine aktarılmasıyla cihazın sağ tarafına konulan yarı sinterize zirkonyum bloklardan alt yapı elde edilir. Bu işlem sırasında final sinterlemeden kaynaklanabilecek %20 oranındaki büzölme miktarı hesaplanır ve alt yapılar daha büyük olarak hazırlanır (8, 145).

Frezeleme işlemi bir kuron için yaklaşık 35 dakika, 4 üyeli sabit protez için ise 80 dakika sürer. Restorasyonlar 1350°C’de yaklaşık 6 saat boyunca Cercon fırınında final sinterlenmesine tabi tutulurlar. Sinterlenmesi tamamlanmış alt yapının üzerine veneer seramiği (Cercon Ceram S) ile restorasyonun son şekli verilir. 900 MPa dayanıklılıktaki sistem %100 doku uyumludur.

Preparasyonda iç açıları yuvarlatılmış (rounded shoulder) 90 derecelik basamaklar hazırlanmalıdır. İdeal olarak 1-1,2 mm basamak genişliği sağlanmalıdır. Tüm aksiyal yüz geçişleri yuvarlatılmalı ve optik okuyucu

ucunun okuması sağlanmalıdır. Oklüzal yüzeyde en az 1,5 mm'lik indirgeme sağlanmalı ve 6 derecelik oklüzal yaklaşım açısı verilmelidir (15, 53).

Bilinen yöntemlerle ölçü alınır. Ölçü esnasında retraksiyon kordu kullanılması önerilmektedir. Alınan ölçülerden alçı modeller elde edilir. Modeller güdüklü olarak hazırlanır. Kenar bitim sınırlarından 1 mm yukarıda kalacak şekilde siman aralığı için “die spacer” uygulaması yapılır. Modelajlar yapılmadan önce paralelometre kullanılarak protezin giriş yolu belirlenmeli ve andırkatların kontrolü yapılmalıdır.

Cercon sistemiyle üretilen porselenlerde simantasyon geleneksel cam iyonomer veya polikarboksilat simanlarla yapılabilmektedir. Sistemin en büyük avantajlarından biri de budur. Adeziv simantasyon aşamaları zor ve zahmetli olduğundan, klinik uygulamaları azaltan bu yöntem, simantasyonu çok kolay hale getirmektedir. Ayrıca adeziv simantasyon da mümkündür. Üretici firma Panavia F adeziv simanı önermektedir. İster adeziv ister konvansiyonel simantasyon yapılsın, simantasyondan önce restorasyonun iç yüzeyi 110 µm'lik alüminyum oksit partikülleriyle 2,5 bar basınç altında kumlanmalıdır (67).

2.6.4.3. PROCERA (Nobel Biocare)

Bu sistemde laboratuarda sadece CAD kısmı bulunur. Bunlar tarayıcı ve bilgisayar yazılımıdır. CAM ünitesinin biri A.B.D.'de diğeri ise İsveç'tedir. Sistemin iki farklı tarayıcısından birinde model tarandıktan sonra alt yapı dizayn edilir. Data transferi internet aracılığı ile olur. 3–5 dakika süren tarama işlemi sırasında her bir preparasyon için yaklaşık 50.000 veri noktası belirlenir.

Elde edilen veriler doğrultusunda bilgisayar ekranında özel geliştirilmiş CAD yazılım programı kullanılarak koping 3 boyutlu olarak tasarlanır. Final sinterizasyon sırasında oluşacak %15–20'lik büzölmeyi karşılamak amacıyla

büyütölmüş güdük hazırlanarak, buna uygun alüminyum oksit veya zirkonyum oksit alt yapı elde edilmektedir. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonyum alt yapıları için üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel rondo) kullanılarak bitirilir. (79, 89, 91, 128).

Procera Sistemi ile CAD-CAM teknolojisi kullanılarak:

- Alüminyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllCeram)
- Zirkonyum oksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon)
- Titanyum alt yapılı restorasyonlar (Procera AllTitan)
- Titanyum veya alüminyum oksit abutmentler
- İmplant destekli tam-seramik kuronlar
- İmplant destekli titanyum köprü alt yapıları üretmek mümkündür (136).

2.6.4.4. LAVA (3M Espe)

Lava All-Ceramic sistem, yalnızca birkaç basamak işlem sonucunda yüksek kalitede tam seramik restorasyonların yapımına olanak sağlayan, kolayca şekillendirilebilen bir sistemdir. Bu sistemde yeşil (yaş) zirkonya bloğu kazınır (60). CAD-CAM teknolojisinin hızı ve hassasiyeti ile tam seramik kuronlar ve zirkonyum oksitle güçlendirilmiş bloklar sayesinde oldukça yüksek kırılma dayanımına sahip köprü alt yapıları yapılabilmektedir. İşlem elde edilen modelin, Lava Scanner optik tarayıcı ile yüzeyin taranması ve elde edilen verilerin Lava CAD Windows bilgisayar yazılımı ile değerlendirilmesiyle başlar. Oklüzal kayıtlar dijitalize edildikten sonra üç boyutlu model bilgisayar ortamına aktarılır.

Elde edilen veriler CAD-CAM teknolojisine sahip Lava Milling ünitesine alt yapının oluşturulması için aktarılır ve alt yapı sistem parametrelerine göre elde edilir. Herhangi bir mum modelaj işleminin olmaması, teknisyenin minimal çalışmasını sağlar. Sinterize edilmemiş alt yapı Lava fırınında, yüksek ısıda sinterizasyon işlemine tabi tutulur. Sinterizasyon işlemi boyunca önceden hesaplanmış ölçüde bir miktar büzülme meydana gelir. Ama bu büzülme presinterize alt yapının hesaplanan ölçüde büyük yapılması ile telafi edilir. Son olarak, Lava Ceram üst yapı porseleni ile restorasyon bitirilir (104).

2.6.4.5. EVEREST (Kavo)

2002 yılında piyasaya çıkmış olan Everest sistemi (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya); Everest Scan tarama ünitesi, Everest Engine kazıma ünitesi ve Everest Therm ısı komponentlerinden oluşur. Tarama ünitesinde; ışık yansıtmayan alçı modeller, dönen tablaya sabitlenir ve 20µm'lik ölçü hassasiyetiyle birlikte 1/1 oranında bir CCD kamera ile taranır. Dijital 3 boyutlu model; 15 nokta fotoğraflarının hesaplanmasıyla ortaya çıkar. Tarama ünitesi 5 eksen içerir ve tek kuronun tasarımı 10 dakika sürer. Restorasyon, Windows tabanlı yazılımla ve 3 boyutlu sanal model üzerinde tasarlanır.

Kazıma ünitesi; lösitle güçlendirilmiş cam seramik, kısmi ya da tam sinterlenmiş zirkonya ve titanyumu içeren çeşitli materyallerden hassas marjinler ve ayrıntılı morfoloji üretebilme ve 5 eksende hareket edebilme kapasitesine sahiptir. Kısmi sinterlenmiş zirkonya alt yapılar, kendi fırınında ilave ısıtma işlemine ihtiyaç duyarlar. Alt yapı yaş zirkondan kazınmış ise sinterleme öncesi renklendirilebilir. HIP zirkonyadan kazınmış alt yapı sinterlenemez ve renklendirilemez (25).

2.6.4.6. CICERO

“**Computer Integrated Ceramic Reconstruction**” anlamına gelen **CICERO**, Cicero dental sistemleri (Hoorn, Hollanda) tarafından üretilmiştir. Bu metod seramik restorasyonların yapımı; optik tarama, seramik sinterizasyonu ve restorasyonun bilgisayar destekli üretim aşamalarını içerir. Kuronlar ve inleyler, yüksek alümina kor, dentin ve insizal porseleni ile maksimum dayanıklılıkta ve üstün estetikle üretilirler. Bu sistem, optik görüntü için preparasyonu üç boyutlu olarak lazer ile tarar (34). CICERO yazılımı ile anterior dişlerin horizontal overjeti, insizal eğimleri ve oklüzyon değerleri belirlenebilmektedir. Kesici üniteye standart elmas frezele kesim işlemi yapılır ve kor bitirilir. Ardından soğuk presle dentin porseleni yığılır ve pişirilir. Dentin porseleni üzerine de soğuk presle insizal porseleni yığılıp pişirilir. Elde edilen restorasyona gleyz işlemi yapılarak tamamlanır (143).

2.6.4.7. DCS Precident Sistem (Digitizing Computer System (DCS-Precident))

DCS Precident sistem, hem bilgisayar destekli tasarım (CAD) hem de bilgisayar destekli üretimden (CAM) yararlanır (146). DCS Precident sistem, ilk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanılmış olup restorasyon alt yapıları tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon) şekillendirilmektedir (36). PreciScan adı verilen tam otomatik lazer tarayıcı bir optik sensör ile dişe temas etmeden destek dişin kendisine, komşu dişlere ve çevre dokulara ait koordinat bilgilerini elde etmek için ölçümler yapmaktadır. Otomatik ölçümde, cihaz her iki çenenin de modelini elde edebilmekte ve 14 prepare edilmiş dişi tarayıp 30 üyeye kadar alt yapıyı simültane olarak Precimill frezeleme ünitesinde yapabilmektedir. DCS Dentform yazılımı ile konnektör sahalarının büyüklüğünü ve gövde formlarını tasarlayabilmektedir (52, 73, 146).

Molar bölgedeki konnektör bağlantıların kesitleri minimum 4 mm, diğer bölgedekiler ise minimum 3 mm olmalıdır (146). DCS sistemde kullanılan

materyaller porselen, cam seramik, In-Ceram, zirkonyum, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler olabilir (52, 73). Üst yapılar ise alt yapıyla uyumlu termal genişlemeye sahip veneer porseleni (Vita D ceramics) ile yapılır (146).

DCS Precident sistemiyle hazırlanmış 3, 4 ve 5 üyeli alümina ve zirkonya kökenli posterior sabit parsiyel protezlerin marjinal uyumunu değerlendiren bir in vitro çalışma yapılmış, 60-70 µm arasında ölçülen marjinal uyumsuzluk ile sistemin kolaylıkla 100 µm altında aralık sağlayabildiği gösterilmiştir (135). Bir diğer çalışmada, titanyum koping üretimi için DCS sistemini değerlendirmiştir. Hazırlanmış kuronlar için marjinal uyumun ortalama değerleri $21,2 \pm 14,6$ µm ile $81,6 \pm 25,1$ µm arasında bulunmuştur. Tüm kuronlar için ortalama değer, $47,0 \pm 31,5$ µm dir (14).

2.6.4.8. Hint-Els GmbH

Hint-Els Sistemi (Hint-Els GmbH, Griesheim, Almanya) 3 farklı ünitelerden oluşur. Üç boyutlu tarayıcı ve bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırınından (Hint-Els hiTherm) oluşur. Sistem yaş zirkonya çubuklarını ve HİP zirkonya bloğunu işleyebilir. Sistemin zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları mevcuttur. Yaş zirkonya blokları üretim aşamasındadır. Yaş zirkonya çubuklarından sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek bir kuronun HİP zirkonyadan kazınması 2 saat, yaş zirkonyadan kazınması ise 30 dakika sürer. Sistemde direkt tarama ünitesi mevcuttur. Hazırlanan preparasyon tarayıcıyla okunur ve ölçüden kaynaklı hatalar ortadan kalkar. Bu sistemle henüz tüm ark bir köprü yapılamamaktadır. Yaş zirkonya alt yapılar renklendirilemez (86, 117).

2.7. Sabit Restorasyonlarda Marjinal Uyum

Sabit protetik bir restorasyonun kalitesi üç faktöre bağlıdır; krunun marjinal adaptasyonu, servikal kontur ve restorasyon materyalinin niteliğidir. Uzun dönem başarı için “marjinal uyum” en önemli şartlardandır (6, 61, 120).

Sabit protezlerin başarısında veya başarısızlığında büyük oranda rol oynayan bir faktör de dişeti kenarı uyumudur. Bunun önemini vurgulayan Shillinburg ve arkadaşları (121) “Oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi, sadece sabit protez kenarının diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması ile sağlanır” demektedirler.

Diş yapısı ve restorasyon arasındaki marjinal uyumsuzluk, diş yapısı ve restoratif materyal arasındaki (bakteri, sıvı, molekül ve iyon geçişini sağlayan) mikrosızıntı olarak tanımlanabilmektedir. Mikrosızıntının klinik komplikasyonları arasında periodontal hastalıklar, postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, tekrarlayan çürükler, pulpa enflamasyonu, pulpa nekrozları ve potansiyel olarak kanal tedavisi yer almaktadır. Mikrosızıntı olmaması indirekt restorasyonların klinik ömrünü arttırmada en önemli faktörlerden biriyken, mikrosızıntı varlığı ise, en geçerli başarısızlık nedeni sayılmaktadır (139).

Sorensen (123), uyumsuzluğun dikey ve yatay yönde değerlendirilmesi gerektiğini belirtmiştir. Restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluğu “dikey kenar uyumsuzluğu”, restorasyonun giriş yoluna dikey olarak ölçülen yatay kenar uyumsuzluğuna da “yatay kenar uyumsuzluğu” adı verilir (123). Marjinal uyumun ölçülmesi ve değerlendirilmesi konusunda günümüzde hala standart bir metot ve ölçme yöntemi geliştirilmemiştir. Özellikle ölçüm noktaları konusunda araştırmacılar arasında bir fikir birliği yoktur.

Marjinal uyum ile ilgili kaynaklar incelendiğinde 120 µm üzerindeki kenar açıklığının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı bildirilmiştir (1, 6, 10, 61, 128).

Rosenstiel ve ark. (114) kenar bitim formlarını aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır;

1. Knife edge
2. Chamfer
3. Bevel
4. Shoulder
5. Radial shoulder
6. Ağılı kenarlı shoulder

Bitiş çizgilerinin lokasyonunun, restorasyonun yapım kolaylığında ve restorasyonun sonuçtaki başarısında etkisi vardır. Mümkün olduğunca yumuşak geçişleri olan ve tamamen temizliğe açık olan marjinlerden en iyi sonuç beklenir. Mümkünse restorasyonun marjini diş hekiminin kolaylıkla bitirebileceği ve hasta tarafından kolaylıkla temizlenebileceği bölgelerde lokalize olmalıdır (118, 121).

Dişeti sağlığını korumak için marjinal konumların mümkün olduğunca supragingival veya gingival seviyede bitirilmesi gerekmektedir. Klinisyen her ne kadar tecrübeli de olsa, özellikle subgingival marjin lokasyonlarında, kuron kenarlarının görüş sahası dışında olduğu vakaların birçoğunda kabul edilebilir marjinal açıklık boyutundan daha geniş açıklıkların gözden kaçabileceği ve enflamasyon için oldukça hassas olan bu bölgede patolojik değişikliklere neden olunabileceği unutulmamalıdır (71).

Subgingival restorasyonlar periodontitisin majör etyolojik faktörlerinden biri olarak kabul edilmektedir. Ancak subgingival bitiş çizgisi de bazı durumlarda gerekli olabilir. Bu durumlar; tutuculuk ve direnç formu için yeterli kuron uzunluğu elde etmek, erozyon, abrazyon veya diş yapısındaki çeşitli defektleri kompanse etmek, kırık ve çürüklerin taban derinliğine ulaşmak, endodontik olarak tedavi edilmiş dişler üzerine servikal kuron ferrl hazırlamak ve renklenmiş dişlerin estetiğini geliştirmektir. Bu gibi durumlarda epitelyal ataşmana kadar inmekten kaçınılması önerilir (53).

Gingival kretle aynı seviyede lokalize olan marjinlerin gerek gingival kretin üstüne gerekse altına yerleştirilenlerden daha az enflamasyona neden olduğu rapor edilmiştir. Supragingival lokalizasyonun en az zarar veren lokalizasyon olduğu ve serbest dişeti ile aynı seviyede bitimin ise orta derecede hasar potansiyeli olduğu bulunmuştur (121).

Syu ve ark. (131) değişik bitim şekillerinin döküm kuronların marjinal uyumuna etkisini incelerken, 110 derecelik shoulder, 45 derecelik bizotajlı shoulder ve 45 derecelik shoulder basamaklar kullanmışlar ve marjinal uyumun bu bitim şekillerinden etkilenmediğini belirtmişlerdir.

Knife edge (bıçak kenarı) bitim şeklinin dişten az madde kaldırılması gibi avantajı olmasına rağmen tamamı seramik restorasyonlar için kontrendikedir. Kolede seramik restorasyona destek sağlamamaktadır. Bitim sınırının yeterince belli olmaması aşırı konturlu dişlerin yapılmasına neden olmaktadır (121).

Shearer ve ark. (119) In-Ceram kuronlarda 120 derecelik chamfer tipi basamağın, shoulder tipi basamağa göre daha iyi sonuç verdiğini öne sürmüşlerdir.

Uygun marjinal adaptasyona rağmen diş ile restorasyon ara yüzünde daima mikroskobik bir aralık vardır ve kullanılan herhangi bir yapıştırma ajanı bu bölgede çözünmeye uğrayabilir.

Bu problemi minimize etmek için restorasyonun marjini diş preparasyonuna mümkün olduğunca hassas bir şekilde uyumlanmalıdır. Marjinal uyumu ve minimum siman kalınlığını sağlayan önemli faktörler, diş preparasyon dizaynı, internal uyumlama tekniği, restorasyon yapımında kullanılan materyaller ve yapım tekniği, simantasyon prosedürü, porselen fırınlama siklusu, mesleki faktörler ve die spacer teknikleridir (11, 142).

Uyumun ortaya konan tanımı ve uyumu ölçmek, değerlendirmek için kullanılan yöntem ve teknikler araştırmacıdan araştırmacıya farklılık

göstermektedir. Uyum en iyi olarak, diş ile restorasyon arası yüzeyde ölçülen çeşitli noktalar arasındaki mesafe yakınlığı olarak tanımlanır. Diş ile restorasyon arasındaki ölçümler; iç yüzeyde, kenarda ya da restorasyonun dış yüzeyi boyunca olan noktalarda yapılabilir (61).

2.7.1. Marjinal Uyum Ölçüm Yöntemleri

1. Direkt day üzerinden ölçmek (49, 51, 127)
2. Rezin replika tekniği (125)
3. Siman aralığı-silikon replika tekniği (17, 85, 108)
4. Kesit alarak ölçüm tekniği (6, 23, 32, 119, 127)
5. Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler (76)

Direkt Day Üzerinden Ölçüm: Direkt day üzerinden ölçüm yöntemi en iyi bilinen, uygulaması kolay ve tercih edilen bir metoddur (49, 51, 127). Bu yöntemde restorasyon hazırlandığı örnek üzerine yerleştirilir ve stereomikroskop veya elektron mikroskopuyla marjinal aralığın fotoğrafı alınır.

Alınan fotoğraflar üzerinde manuel ölçümler yapılabileceği gibi, bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılabilir. Direkt ölçüm yapılan restorasyon zarar görmez ve değişik aşamalar arasındaki farkın ölçülmesi veya simantasyon öncesi ve sonrası ölçümlerde kullanılması uygundur. Ölçüm, direkt olarak yapıldığı, duplikasyon veya ara madde gerekmediği için daha hassastır. Bu yöntemle sadece marjinal açıklık miktarı ölçülebilir. Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanmak gereklidir.

Rezin Replika Tekniği: Rezin replika tekniğinde ölçüm yapılacak restorasyonun marjin bölgesinin ölçüsü alınır. Alınan dairesel silikon kalıbın içine “patern rezin” dökülerek restorasyonun marjin bölgesi rezinden duplike edilmiş olur. Elde edilen rezin replika üzerinden ölçümler yine direkt yöntemde olduğu gibi yapılabilir. Sabit bölümlü protezlerin destek dişlerinde ölçüm yaparken mikroskop altında konumlandırmak ve netlik sağlamak zordur ve özellikle proksimal bölgelerden görüntü almak mümkün değildir (125).

Bu yöntemin en büyük avantajı sabit bölümlü protezlerin açıklığının ölçümünde destek dişlerinin replikasının elde edilmesi ile proksimal bölgelerden de ölçümler yapılabilmesidir. Replika bir silindire benzer ve mikroskop altında özel cihazlara bağlanarak rotasyonel hareketle birçok ölçüm kolaylıkla yapılabilir.

Bu yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan patern rezinde meydana gelen büzülme ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturmastır.

Siman Aralığı - Silikon Replika Tekniği: Siman aralığı-silikon replika tekniği restorasyonların marjin ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır. Bu yöntem Molin ve Karlsson (84) tarafından tarif edilmiştir. Bu yöntemde ilk önce kuronun içine akıcı kıvamlı silikon ölçü materyali yüklenir ve kuron, dişin ya da dayın üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak oturtulur. Diş ya da day kurondan ayrıldığında, kuron iç kısmında kalan akıcı kıvamlı silikonun üzerine, destek sağlaması için orta akıcı kıvamlı silikon materyali uygulanır. Sonuçta oluşan yapıda akıcı kıvamlı silikon kalınlığı siman aralığı ya da iç uyumunu gösterirken; orta-akıcı kıvamlı silikonun bulunduğu bölge prepare edilmiş diş temsil eder. Bu bileşik yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır.

Rezin replika tekniğinde olduğu gibi, bu yöntem de sabit bölümlü protezlerin açıklığının ölçülmesinde kullanılır. Kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır. Yöntemin dezavantajları ise, silikon materyalinin yarattığı

hidrostatik basınç ile kuronun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimali ve silikon materyalindeki büzülmenin ölçümde az da olsa sapmalara neden olmasıdır (17, 85, 108).

Kesit Alarak Ölçüm Tekniği: Bu teknikte, kuron, simante edildikten önce veya sonra radyoaktif ya da kimyasal boyayıcı maddelere batırılır ve bu maddelerin kuron-diş arasına sızması sağlanır. Daha sonra kuron-diş yapısı rezine gömülerek bu yapıdan istenilen miktarda kesit alınması ya da kademeli olarak aşındırma yapılması suretiyle ölçüm yapılır. Eğer kesit alındığında marjinal açıklık veya iç uyumun gözlenmesi için boya maddesi gerekmeceği düşünülüyorsa, kuron-diş yapısı boya maddelerine batırılmadan da rezine gömülüp kesitler alınabilir (6, 23, 32, 119, 127).

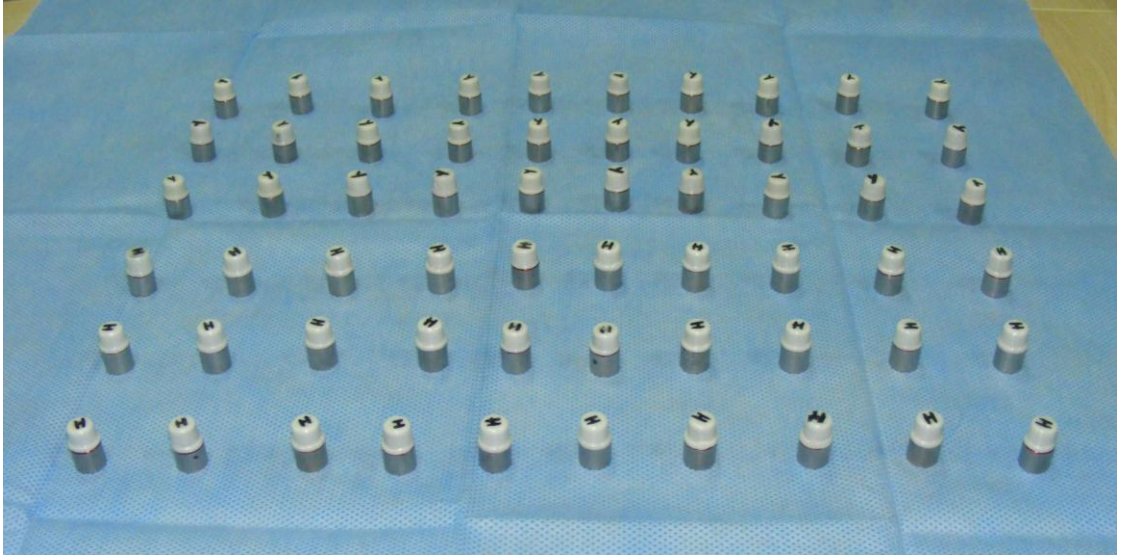
Üç Boyutlu Yüzey Tarama Yöntemiyle Ölçüm: Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi son yıllarda hızla gelişmektedir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Hastaya ait alçı modeldeki restore edilecek dişler çeşitli tarayıcılar (lazer, optik, plotter) yardımıyla üç boyutlu şekilde taranmakta ve elde edilen üç boyutlu dijital diş modellerin üzerinde yine dijital ortamda tasarlanan restorasyonlar torna merkezlerince seramik ya da titanyum metallere tornalanarak elde edilmektedir.

Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisini kullanarak marjinal uyumu ölçülecek diş veya restorasyon sisteminde, dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılar ile üç boyutlu olarak taranmaktadır. Elde edilen dijital yüzeyler bilgisayar programları ile karşılaştırılabilmekte ve böylece restorasyona zarar vermeden her bölgedeki marjinal uyum ve simantasyon aralığının incelenmesi mümkün olmaktadır. Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı sonuçlara direkt olarak yansımaktadır (76).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

3.1. Kor Materyallerinin Hazırlanması

Prepare edilmiş dişlerin simülasyonu amacıyla CNC torna tezgahında (Samsung PL 15A/300, Ankara, TURKEY) paslanmaz çelikten 60 adet örnek hazırlandı. Örnekler 6 mm kuron boyu, 1,2 mm basamak genişliği ve 6°'lik aksiyel duvar eğimine sahip olacak şekilde üretildi. Örnekler 3 farklı basamak tipini (shoulder, chamfer ve bevel) yansıtacak şekilde 3 deneysel gruba ayrıldı (n=20). Shoulder (SHO) grubundaki 20 adet örneğin basamak konfigürasyonu 90°'lik omuz tarzında, Chamfer (CHA) grubundaki 20 adet örneğin basamak konfigürasyonu oluk tarzında ve Bevel (BEV) grubundaki 20 adet örneğin basamak konfigürasyonu 120° açılı eğim tarzında hazırlandı (Rosenstiel, Land, Fujimoto, St. Louis Missouri, USA, 2006). 3 adet deneysel grup ise kendi içlerinde zirkonyum kor materyal tipine ve üretim şekline göre HIP ve NON-HIP olmak üzere ikişer alt gruba ayrıldı (SHO/HIP, SHO/NHIP, CHA/HIP, CHA/NHIP, BEV/HIP ve BEV/NHIP) (Tablo 3.1). HIP zirkonia örnekler DCS Precident CAD-CAM sistemi kullanılarak, NON-HIP zirkonia örnekler ise Cerec inLab CAD-CAM sistemi kullanılarak üretildi (Şekil 3.1) (Şekil 3.2).



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan örnekler



Şekil 3.2. HIP ve NON-HIP zirkonia örnekler

Tablo 3.1. Deney gruplarının sınıflaması

BASAMAK TİPİ	SHOULDER		CHAMFER		BEVEL	
ZİRKONYUM ALT YAPI TİPİ	HIP	NHIP	HIP	NHIP	HIP	NHIP
ÖRNEK SAYISI	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10

3.2. Cerec inLab Sistemi ile Alt Yapıların Hazırlanması

NON-HIP zirkonyum alt yapıların Cerec inLab sistemi ile hazırlanması için paslanmaz çelik örnek yüzeyleri üretici firmanın temin ettiği titanyum oksit tozu (Cerec Powder, Vita, Germany) ile ince bir tabaka halinde kaplandı. Cerec inLab sisteminin dijital görüntüleme aygıtı ile titanyum oksit kaplanmış olan örneklerin görüntüleri dijital ortama aktarıldı ve modellendi.

Elde edilen dijital ölçü üzerinde yapılacak olan restorasyonun marjinal sınırları bilgisayar yardımı ile belirlendi ve hata görülen yerler düzeltildi. Belirlenen marjinal sınırlar çerçevesinde yapılacak olan restorasyon dijital ortamda oluşturuldu.

Alt yapı kalınlıkları Cerec inLab sisteminin yazılım programı üzerinde, 0,5 mm olacak şekilde ayarlandı. Kullanılacak olan seramik blok (Vita In-Ceram YZ Zirconia, VITA Zahnfabrik) Cerec cihazının frezeleme bölümüne (Cerec inLab MC XL, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) yerleştirildi. Alt yapı örneklerine ait boyutsal değerler frezeleme ünitesine

dijital olarak aktarıldıktan sonra, gerekli kalibrasyon ayarları yapılarak aşındırma işlemine geçildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Cerec inLab Ünitesi

3.3. DCS Precident Sistemi İle Alt Yapıların Hazırlanması

HIP zirkonyum alt yapı örnekleri, tam sinterlenmiş DC-Zirkon bloklardan DCS Precident CAD-CAM sistemi kullanılarak (DCS-Precident, DCS Dental AG, CH-Allschwill, Germany) üretildi (Şekil 3.4). Örneklerin yüzeyleri PreciScan makinesinde lazer tarayıcı ile tarandı ve alt yapıların konfigürasyonu bilgisayar ortamında oluşturuldu.

HIP bloklar Precimill makinesine bağlandı. Makine yarı robot sistemli olduğundan kullanacağı frezleri otomatik olarak seçti ve frezeleme işlemi yaklaşık 3 saat içinde tamamlandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.4. DCS Precident sistemi



Şekil 3.5. Frezeleme işlemi

3.4. Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması

Marjinal aralık ölçümleri, her bir örneğin marjinal çevresi boyunca birbirine eşit uzaklıktaki 32 rehber noktadan yapıldı. Örneklerin standart pozisyonda mikroskop altına yerleştirilebilmesi için örnekleri ana model üzerinde standart kuvvetle sabit tutacak özel bir düzenek tasarlandı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Marjinal aralık ölçümlerinde kullanılan düzenek

Ölçümler, Maden Tetkik ve Arama Genel Müdürlüğü Mineraloji ve Petrografi Arş. Koordinatörlüğü Laboratuvarı'nda, dijital bir kameraya (Leica DFC 420, Wetzlar, Germany) entegre, x230 büyütme yapabilen ve özel bir yazılım programı (Leica Image Manager IM 1000V 4.0 R117, Wetzlar, Germany) ile çalışan stereomikroskop cihazı (Leica MZ 16 FA, Wetzlar, Germany) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.7). Hazırlanan alt yapılar, basamak kenarı ve alt yapı kenarı arasındaki aralığın ölçümü için, stereomikroskop cihazı altında incelendi ve fotoğraf çekimleri x150 büyütmede gerçekleştirildi.

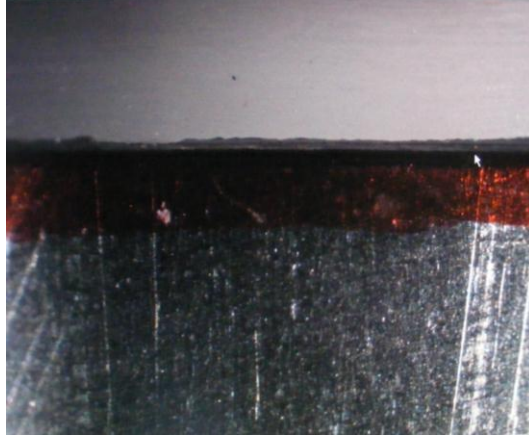
Örneklerin üstten aydınlatması LED ışığı ile sağlandı. Aparata sabitlenen örneklerin odaklama mesafesi belirlendikten ve mikroskopta net görüntü elde edildikten sonra aparatın pozisyonu bozulmadan, hep aynı konumdayken ve bütün örneklerin görüntüsü hep aynı büyütmede elde edildi.



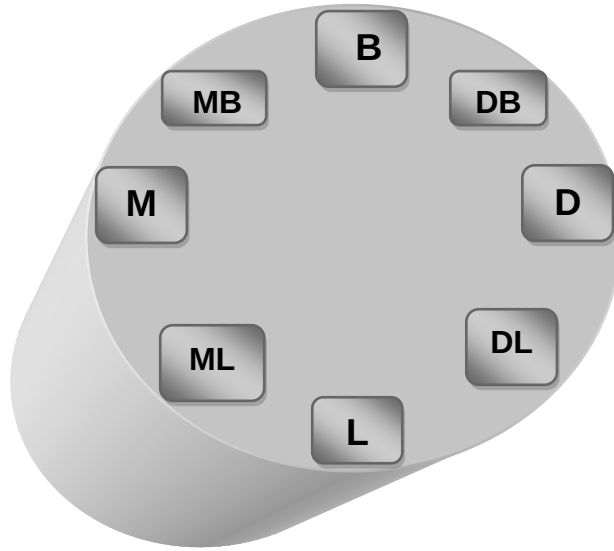
Şekil 3.7. Ölçümlerde kullanılan stereomikroskop

Ölçümü yapılacak örnekler her ölçümden önce alkol içinde temizlendikten sonra içinde distile su bulunan ultrasonik temizleyicide 10 dakika bekletildi.

Marjinal açıklık ölçümleri yapmadan önce metal dayların marjinal kenarları kırmızı asetat kalemle 45 derecelik bir açıyla sürülerek boyandı. Boyama sayesinde marjinal bölgede kontrast sağlanarak görüntünün daha kolay algılanabilmesi sağlandı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Çekilen marjinal açıklık fotoğrafları ve marjinal kenar boyamaları



Şekil 3.9. Marjinal kenar boyunca seçilen rehber noktalar.

Marjinal açıklık ölçümlerinin yapılacağı örnekler üzerinde daha önce tespit edilen 8 rehber noktadan fotoğraflar çekildi ve her bir fotoğrafta tespit edilen 4 ölçüm değeri ile her bir örnekten 32 ölçüm değeri elde edildi (Şekil 3.9). Bu şekilde her bir basamak grubuna ait 960 ölçüm değeri elde edilmiş oldu.

Ölçüm yapılacak fotoğraflar incelendiğinde rehber nokta, marjinal açıklığın üniform olmadığı ya da çatlağa denk gelen bölgede ise aynı fotoğrafta tüm aşamalarda ölçüm için kullanılacak ayrı bir nokta belirlendi. Böylece sonuçların değişikliğine neden olabilecek ve marjinal açıklığı temsil etmeyen aşırı değerler elimine edilmiş oldu.

3.5. Çalışmada Kullanılan İstatistiksel Yöntemler

Ölçümler sonucu elde edilen aralık değerleri mikron cinsinden kaydedildi ve istatistiksel analiz için SPSS 15.0 (SPSS Inc, USA) paket programına yüklendi. Verilerin tanımlanmasında ortalama, ortanca, minimum-maksimum ve standart sapma değerleri kullanıldı.

Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov Testi ile değerlendirildi.

Çoklu grup karşılaştırmalarında Kruskal-Wallis Testi kullanıldı.

Ana grupların karşılaştırılmasında Mann-Whitney U Testi kullanıldı.

Alt grupların ikili karşılaştırmasında ise Bonferroni Düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı.

$P < 0,05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

NON-HIP gruplarda (SHO/NHIP, CHA/NHIP ve BEV/NHIP) farklı basamaklarda elde edilen marjinal aralık değerleri ortalamaları, standart sapmaları, ortanca değerleri, minimum ve maksimum değerleri mikrometre (μm) olarak Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,001$).

Tablo 4.1. NON-HIP gruplarda elde edilen mesafe değerleri (μm)

Alt gruplar	Örnekler	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Min.	Maks.
SHO/NHIP	1	72,08	29,00	69,00	25,5	125,5
	2	63,66	21,93	56,25	31,5	121,5
	3	87,75	16,74	89,25	46,5	117,5
	4	69,50	16,20	73,50	36	96
	5	95,83	15,72	99,75	66	118
	6	90,91	23,17	90,25	57,5	165
	7	78,60	27,96	73,50	36	132,5
	8	111,13	13,97	114	78	132
	9	83,88	22,27	78,75	43,5	129
	10	102,75	22,93	114,75	57	136,5
CHA/NHIP	1	77,20	24,44	73,50	45,5	130,5
	2	58,86	17,62	57,75	28,5	100,5
	3	39,91	7,81	39	27	55,5
	4	66,43	28,41	57,75	25,5	121,5
	5	61,21	25,13	57	25,5	120,5
	6	67,01	28,13	68,50	25,5	121,5
	7	49,23	16,31	48	25,5	88,5
	8	53,98	18,41	57	16,5	88,5
	9	57,03	24,91	57	25,5	108
	10	71,21	24,80	68	33	117
BEV/NHIP	1	97,51	15,58	100	65	118,5
	2	74,55	23,89	73,50	27	130,5
	3	54,66	23,97	52,50	25,5	112,5
	4	82,71	39,11	73,50	26	165
	5	77,46	29,05	73,50	34,5	157
	6	70,18	28,95	65,25	31,5	156
	7	118,53	27,74	126,5	58,5	157
	8	97,70	42,86	87	34	177
	9	111,68	33,73	118,25	48	169,5
	10	81,15	36,50	69	33	156

HIP gruplarda (SHO/HIP, CHA/HIP ve BEV/HIP) farklı basamaklarda elde edilen marjinal aralık değerleri ortalamaları, standart sapmaları, ortanca değerleri, minimum ve maksimum değerleri mikrometre (μm) olarak Tablo 4.2.'de gösterilmiştir. Bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,001$).

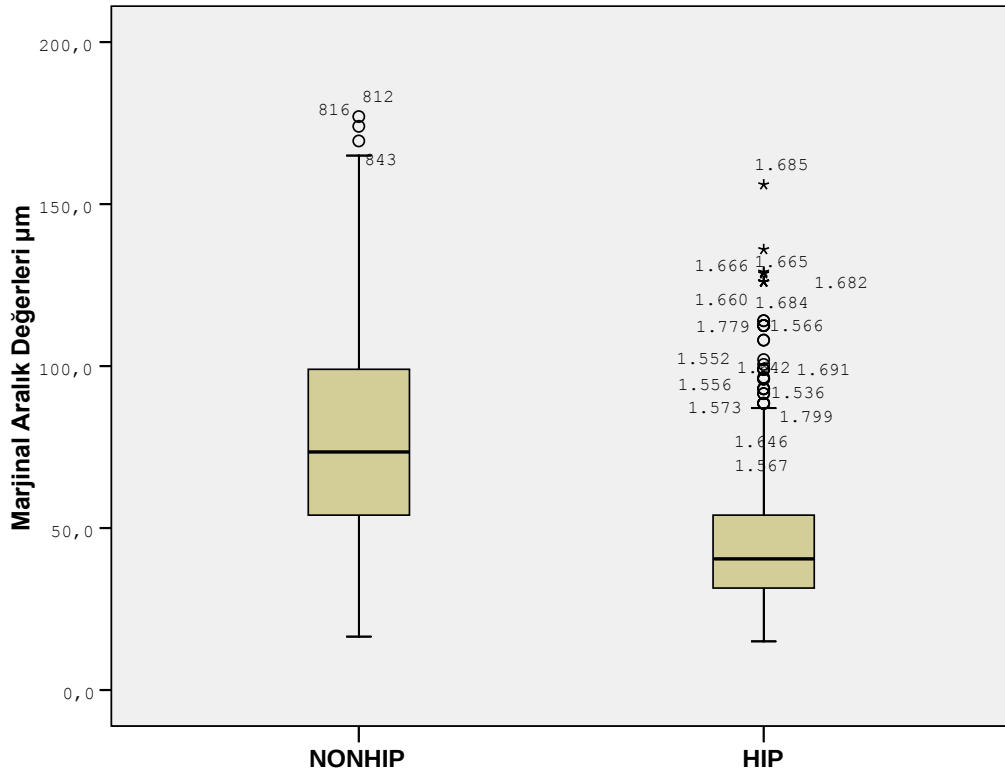
Tablo 4.2. HIP gruplarda elde edilen mesafe değerleri (μm)

Alt gruplar	Örnekler	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Min	Maks
SHO/HIP	1	37,66	10,48	36,25	16,5	61,5
	2	24,98	7,73	22,50	16,5	40,5
	3	33,73	15,28	34,50	16,5	78
	4	33,68	10,56	36	16,5	57
	5	30,21	12,85	25	16,5	61,5
	6	31,83	12,55	28,50	16,5	66
	7	41,83	10,40	73,50	36	132,5
	8	42,85	12,10	40,50	21,5	65
	9	48,35	14,81	43,25	28	78
	10	33,38	12,00	32,25	16,5	52,5
CHA/HIP	1	53,15	12,68	51,75	34,5	78
	2	40,61	13,02	39	25,5	78
	3	43,95	6,52	43,5	34,5	58,5
	4	41,61	9,53	42	25,5	60
	5	43,83	14,53	43,50	19,5	67,5
	6	43,46	13,33	40,5	25,5	78
	7	37,30	8,50	39	25,5	60
	8	38,65	10,51	39	18	54
	9	44,55	11,63	40,5	27	78
	10	55,96	18,62	48	34,5	102
BEV/HIP	1	50,51	13,37	51	28,5	78
	2	60,15	27,94	66,75	16,5	99
	3	67,41	28,80	62,25	32	114
	4	41,56	17,40	39,5	15	78
	5	48,31	25,92	49,5	16,5	93
	6	71,23	40,13	67,5	16,5	136
	7	63,58	37,71	59,25	16,5	156
	8	45,36	19,14	48,25	16,5	78
	9	48,60	17,17	45	16,5	78
	10	60,81	20,80	60,25	25,5	112,5

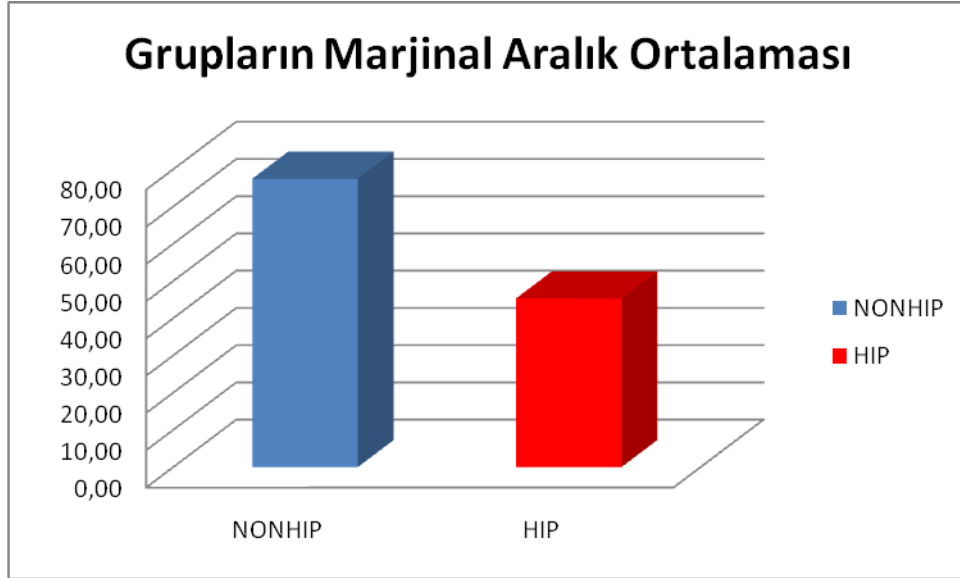
NON-HIP ile HIP ana grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,001$) (Tablo 4.3) (Şekil 4.1).

Tablo 4.3. NON-HIP ve HIP ana gruplarının karşılaştırılması

ANA GRUPLAR	Ortanca	(Minimum-Maksimum)	Ortalama± Standart Sapma	p
NON-HIP	73,5	(16,5 - 177)	77,4 ±31,5	<,001
HIP	40,5	(15,0 - 156)	45,3 ±20,9	



Şekil 4.1. NON-HIP ve HIP ana gruplarının karşılaştırılması



Şekil 4.2. İki ana grup arası marjinal aralık değerleri ortalaması

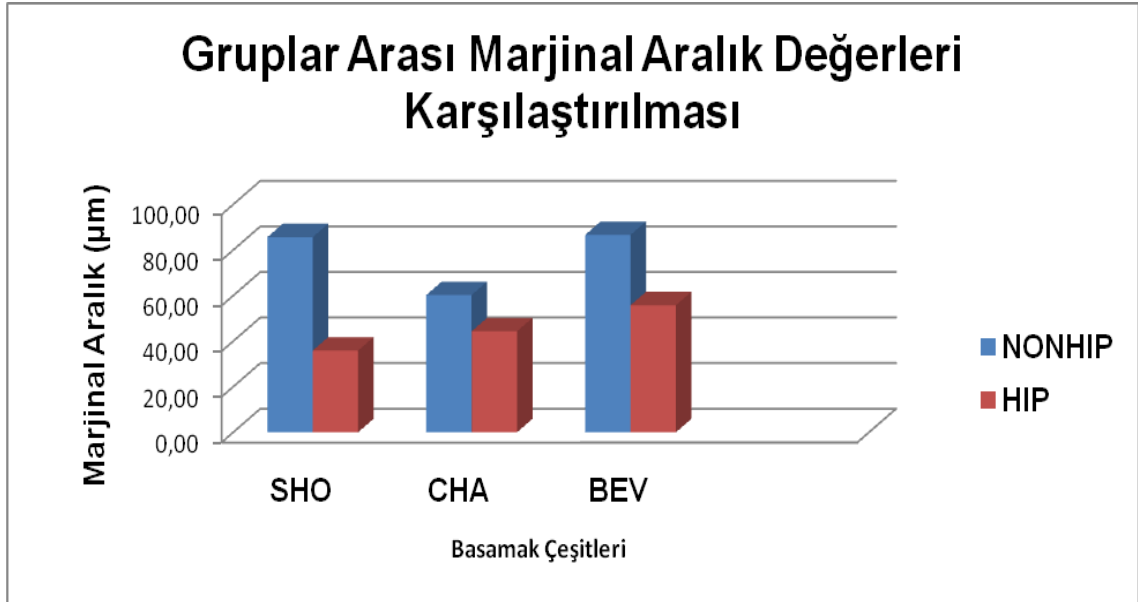
NON-HIP ana grubuna ait marjinal aralık ortalama değeri 77,4μm'dir. HIP ana grubuna ait marjinal aralık ortalama değeri 45,3μm'dir. İki ana grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$) (Şekil 4.2).

Farklı basamakların marjinal aralık değerleri Tablo 4.4.'deki gibidir.

Tablo 4.4. Farklı basamakların marjinal aralık değerleri

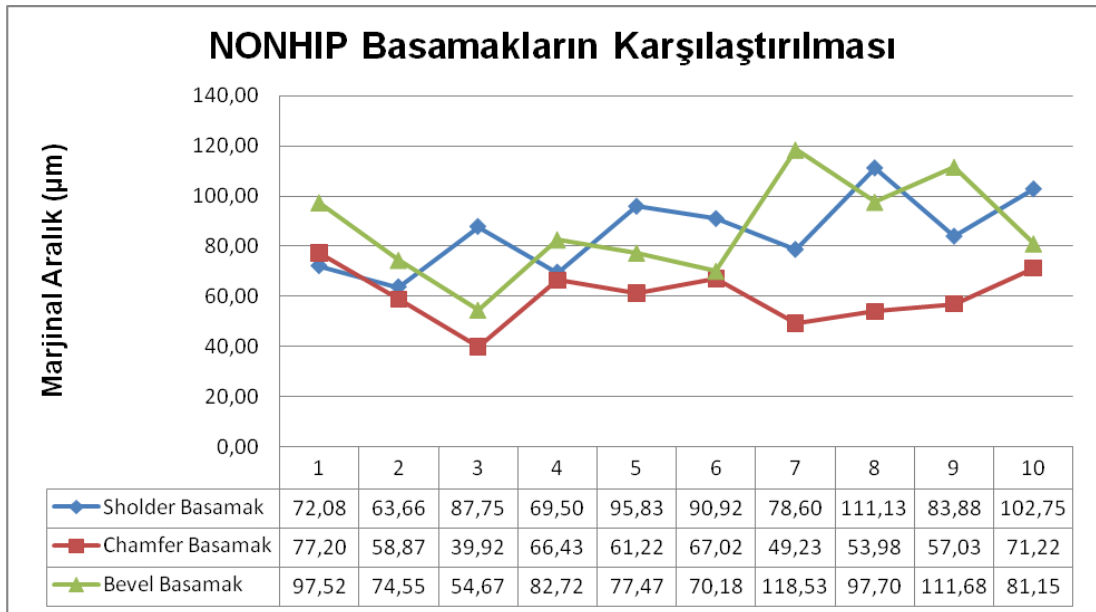
ANA GRUPLAR	ALT GRUP	Ortalama± Standart Sapma (mikrometre)
NON-HIP	SHOULDER	85,6 ± 25,6
	CHAMFER	60,2 ± 24,4
	BEVEL	86,6 ± 35,8
HIP	SHOULDER	35,8 ± 13,5
	CHAMFER	44,3 ± 13,3
	BEVEL	55,7 ± 27,5

Gruplar arası marjinal aralık değerleri karşılaştırılması Şekil 4.3'de sunulmuştur.



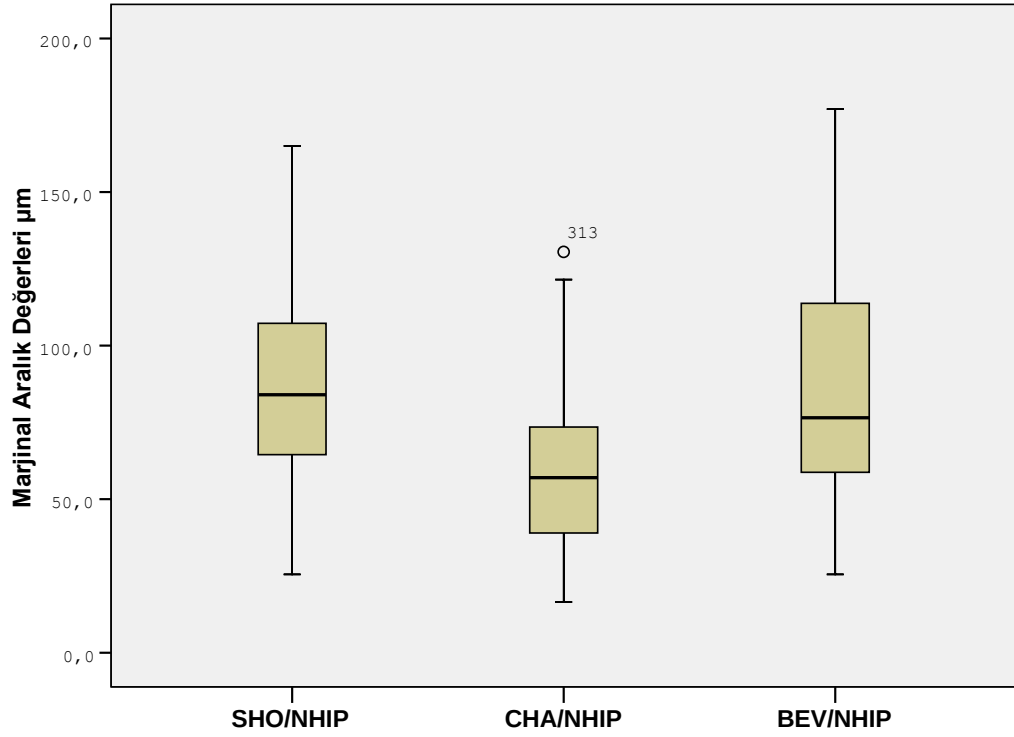
Şekil 4.3. Gruplar arası farklı basamakların marjinal aralık dağılımı

NON-HIP (yarı sinterlenmiş) sistemlerle üretilen alt yapıların grup içi basamakların karşılaştırılması Şekil 4.4'de sunulmuştur.

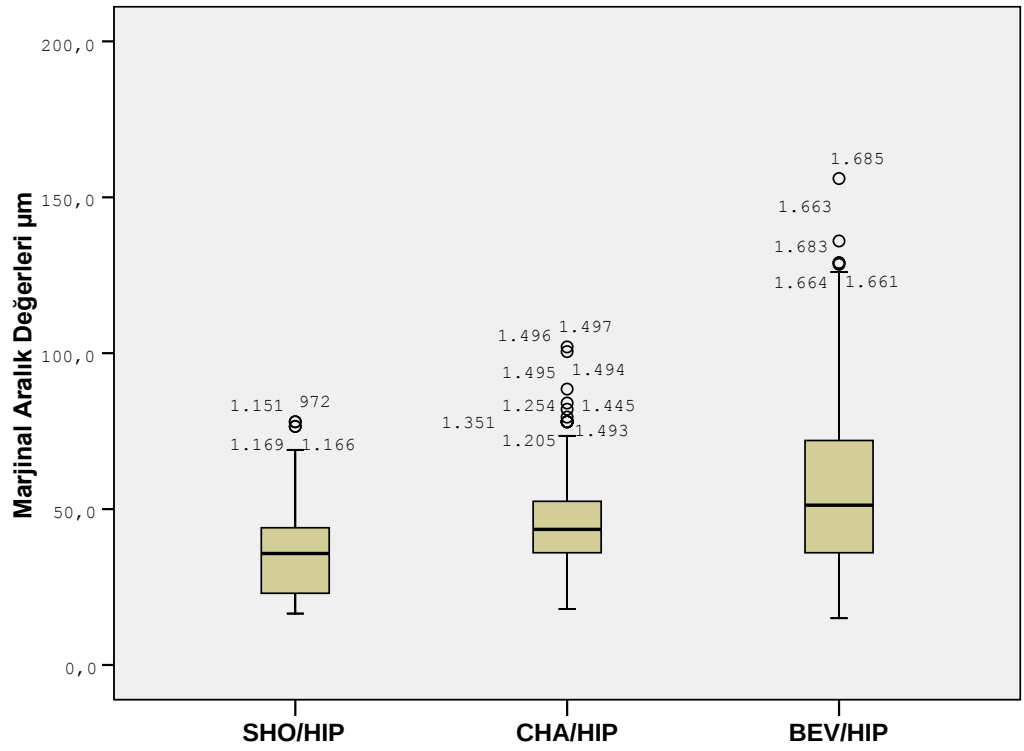


Şekil 4.4. NON-HIP grupların karşılaştırılması

NON-HIP ve HIP gruplarına ait farklı basamakların grup içi karşılaştırılması Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'daki gibidir.

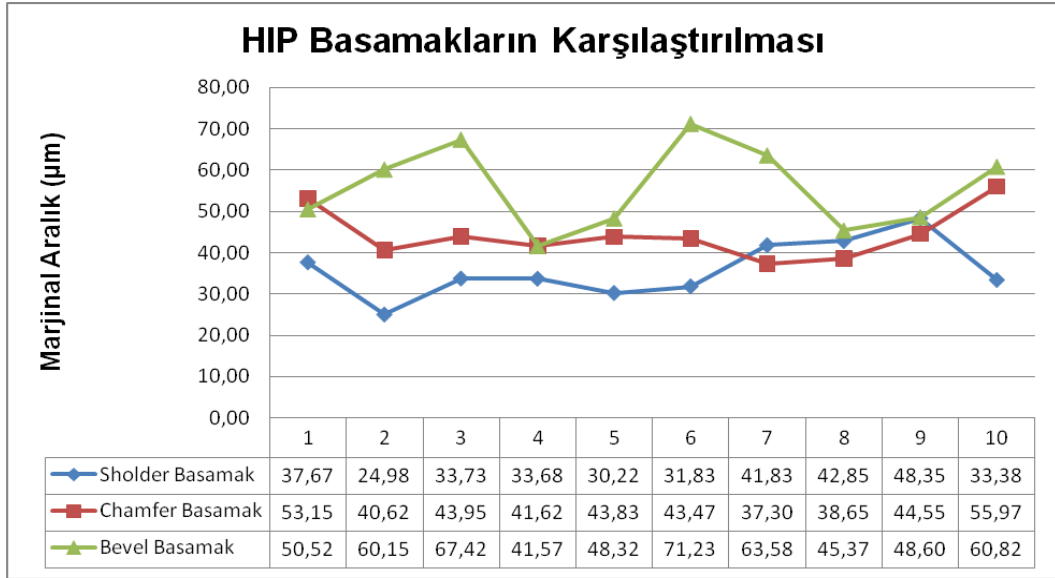


Şekil 4.5. NON-HIP grupların karşılaştırılması



Şekil 4.6. HIP grupların karşılaştırılması

HIP (tam sinterlenmiş) sistemlerle üretilen alt yapıların grup içi basamakların karşılaştırılması Şekil 4.7’de sunulmuştur.



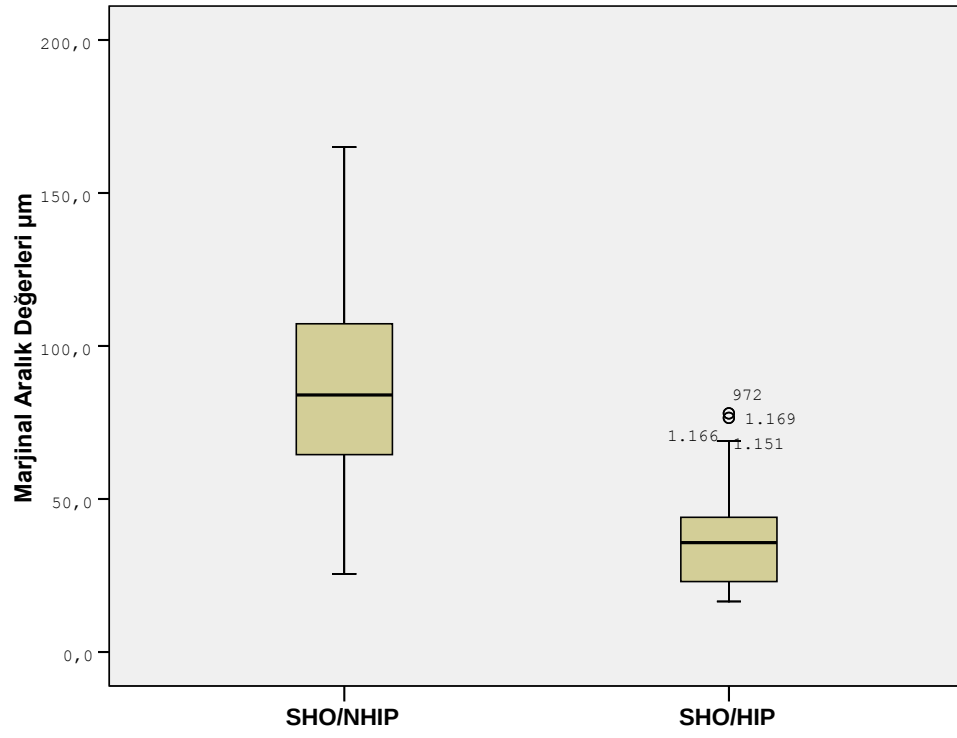
Şekil 4.7. HIP basamakların karşılaştırılması

Tablo 4.5. Ana grupların aynı tür basamaklarının karşılaştırılması

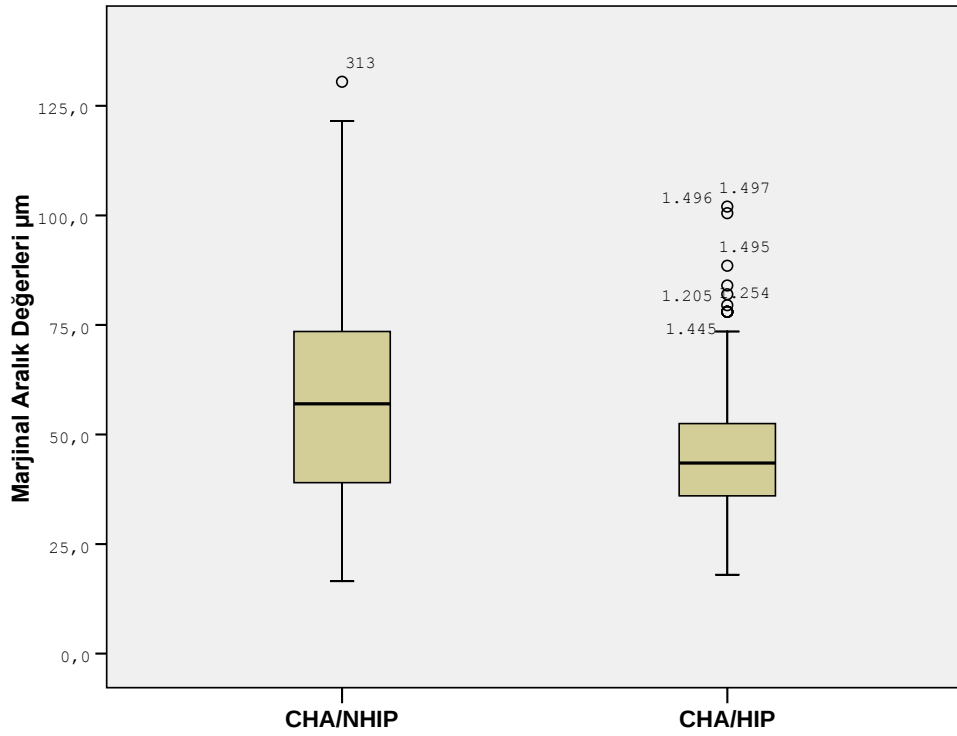
ANA GRUPLAR ARASI FARK	p
SHO/NHIP > SHO/HIP	<0,001
CHA/NHIP > CHA/HIP	<0,001
BEV/NHIP > BEV/HIP	<0,001

Farklı sistemlerle hazırlanan aynı tür basamaklar arası yapılan karşılaştırma sonucu istatistiksel olarak anlamlı farklar ortaya konmuştur ($p < 0,001$) (Tablo 4.5).

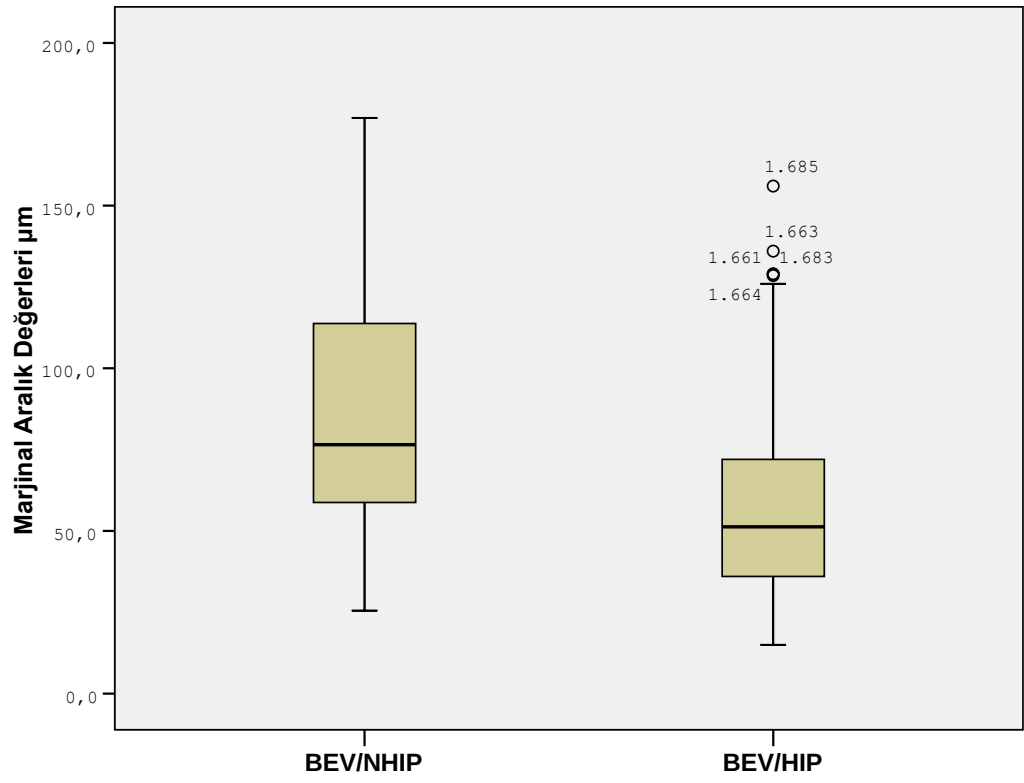
(SHO/NHIP) & (SHO/HIP), (CHA/NHIP) & (CHA/HIP), (BEV/NHIP) & (BEV/HIP) karşılaştırmaları (Şekil 4.8, 4.9 ve 4.10) da sunulmuştur.



Şekil 4.8. Shoulder gruplarının karşılaştırması



Şekil 4.9. Chamfer grupların karşılaştırması



Şekil 4.10. Bevel grupların karşılaştırması

5. TARTIŞMA

Sabit restorasyonların marjinal kenarları ile prepare edilmiş dişlerin bitim çizgileri arasındaki açıklık miktarının restorasyonun başarısız olmasına neden olabileceğini gösteren birçok çalışma mevcuttur (5, 47, 94, 98, 100, 122, 126, 130, 141, 150). Marjinal açıklık miktarının fazla olması, mekanik irritasyona, plak birikimindeki artış nedeniyle periodontal hastalıklara, simantasyon materyalinin daha çok ve çabuk çözünmesiyle mikrosızıntıya ve bakteri infiltrasyonu sonucunda pulpal patolojilere neden olmaktadır (6, 12, 49, 50, 61). Uygulanan restorasyonların uzun dönem başarısı için; restorasyonun marjinal kenarı ile prepare edilmiş dişin bitim çizgisi arasındaki uyumun mümkün olduğu kadar iyi olması ve kenar aralığının olabildiğince küçük olması istenir (19, 97, 103, 119, 148).

Bu çalışmada amaç, tam sinterlenmiş ve yarı sinterlenmiş zirkonya bloklardan kazıma yapan iki farklı CAD-CAM sistemi kullanılarak hazırlanan zirkonya alt yapılarda, farklı basamak tiplerinin marjinal kenar uyumuna etkisini araştırmaktır. Bu yönden bakıldığında, bu çalışma ile zirkonya alt yapılı restorasyonların estetik ve dayanıklılık özelliklerinin yanında periodontal sağlığı korumadaki yetenekleri de ortaya konmaya çalışılmıştır.

Çalışmamızda, prepare edilmiş dişlerin simülasyonu amacıyla paslanmaz çelikten 60 adet örnek hazırlandı ve 3 farklı basamak tipini yansıtabilecek şekilde yirmişer örnekten oluşan 3 deneysel ana grup oluşturuldu (SHO, CHA ve BEV). Bu üç ana grup ise kendi içlerinde, kullanılan zirkonyum tipine göre HIP ve NON-HIP olmak üzere ikiye ayrıldı (SHO/HIP, SHO/NHIP, CHA/HIP, CHA/NHIP, BEV/HIP ve BEV/NHIP). HIP zirkonia örnekler DCS Precident CAD-CAM sistemi ile, NON-HIP zirkonia örnekler ise Cerec inLab CAD-CAM sistemi ile üretildi.

Marjinal aralık ölçümleri, her bir örneğin marjinal çevresi boyunca birbirine eşit uzaklıktaki 32 rehber noktadan yapıldı. Çalışma sonuçlarına

göre NON-HIP zirkonyum alt yapıların marjinal kenar açıklıkları shoulder basamak grubunda (SHO/NHIP) 85,6 µm, chamfer basamak grubunda (CHA/NHIP) 60,2 µm, bevel basamak grubunda (BEV/NHIP) 86,6 µm, HIP zirkonyum alt yapıların marjinal kenar açıklıkları shoulder basamak grubunda (SHO/HIP) 35,8 µm, chamfer basamak grubunda (CHA/HIP) 44,3 µm ve bevel basamak grubunda ise (BEV/HIP) 55,7 µm olarak bulunmuştur. Yapılan karşılaştırmalar sonucunda, marjinal aralık miktarı en düşük bulunan SHO/HIP grubunu sırasıyla, CHA/HIP, BEV/HIP, CHA/NHIP, SHO/NHIP ve BEV/NHIP grupları takip etmiştir.

Literatürde kuronların marjinal kenar uyumunu incelemeye gerek in-vivo gerekse in-vitro test yöntemleri kullanılabilmektedir. Ancak, in-vivo yöntem kullanılarak yapılan çalışmalarda standardizasyonu sağlamanın mümkün olmadığı bildirilmiştir (4). Ayrıca in vitro çalışmalara kıyasla in-vivo çalışmaların uygulanmasının çok daha zor olduğu rapor edilmiştir. In-vitro yöntemlerle elde edilen kenar uyumu değerleri, in-vivo yöntemlerle elde edilen değerleri tam olarak yansıtmamakla birlikte, klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler yansıtabilmektedir (50).

Destek diş örneklerinin hazırlanmasında doğal dişlerde standart bir preparasyonun sağlanmasının çok daha zor olması nedeniyle bu çalışmada doğal diş yerine metal diş örneklerinin kullanımı tercih edilmiştir. Bu bağlamda literatürde marjinal uyumun değerlendirildiği birçok çalışmada da standardizasyonun sağlanabilmesi ve aşınmayı önlemek amacı ile metal veya rezin daylar kullanılmıştır (21, 98, 131).

Dikey yöndeki kenar uyumu ile ilgili literatür çalışmaları değerlendirildiğinde, kenar uyumunda elde edilen değerlerin 28-160 µm arasında değiştiği görülmektedir (62, 110, 140).

Buna rağmen, 200 µm değerindeki bir açıklığın iyi bir restorasyon için normal olduğunu savunan yazarlar da olmuştur (56, 63, 126).

Coli ve Karlsson (26), yaptıkları araştırmada sinterlenmiş zirkonyum blokların marjinal uyumunu araştırmışlar ve marjinal açıklığın 0 - 115 µm arası değiştiğini, bu değerlerin de klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir.

2001 yılında Tinschert ve ark.'nın (135) yaptıkları bir çalışmada, DC-Zirkon alt yapısı olan porselen kuronların kenar uyumu araştırılmış, ölçümler sonucunda marjinal açıklığın 60.5 - 74.0 µm arasında değiştiği ortaya konmuştur. Ayrıca yazarlar, bu araştırma ile Precident DCS sisteminin, klinik açıdan yeterli olduğunu bildirmişlerdir.

Bindl ve ark.'nın (15) 2005 yılında 72 örnek üzerinde yaptıkları çalışmada, DC-Zirkon alt yapılarda 110 ± 79 µm' luk marjinal açıklık olduğu saptanmıştır.

Komine ve arkadaşları (70), üç farklı CAD-CAM sistemiyle hazırlanmış zirkonya alt yapıların düz veya eğimli formda hazırlanmasının kenar uyumuna etkisini araştırmışlar, Cercon sisteminde marjinal açıklık miktarını düz basamak dizaynında 88 µm, eğimlide 120 µm, Cerec sisteminde düz basamak dizaynında 86,5 µm, eğimlide 96,8 µm ve Xavex sisteminde düz basamak dizaynında 113.4 µm, eğimlide 147.3 µm olarak bulmuşlardır. Bu sonuçlar doğrultusunda alt yapı dizaynının kenar uyumunu etkilediği sonucuna varmışlardır. Bu sonuçlar, çalışmamızdaki shoulder ve bevel grupları arasında yapılan karşılaştırma sonuçları ile oldukça uyumludur.

Mc Lean ve Von Fraunhofer (80), 1000 adet restorasyon üzerinde yaptıkları 5 yıllık çalışmalarında, 120 µm'lik marjinal açıklığın maksimum kabul edilebilir açıklık olduğu sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızda kullandığımız zirkonyum alt yapılarda en düşük marjinal aralık değeri SHO/HIP basamakta (35,8 µm), en yüksek marjinal aralık değeri ise BEV/NHIP basamaklarda (86,6 µm) ölçülmüş ve bu yönüyle tüm değerler klinik açıdan kabul edilebilir bulunmuştur.

1990 yılında yapılan bir çalışmada (57), restorasyonlardaki marjinal aralık değeri olarak CEREC sisteminde 100-150 μm , Procera sisteminde 20 - 150 μm , DentiCAD sisteminde 1 - 49 μm , Digitizing Computer System (DCS Production) sisteminde ise 0 - 260 μm değerleri rapor edilmiştir.

Bu sonuçlar bizim çalışmamızla birbirlerini destekler niteliktedir. Nitekim çalışmamızda yarı sinterlenmiş grubun (NON-HIP) marjinal aralık ortalaması 77,4 μm , tam sinterlenmiş grubun (HIP) marjinal aralık ortalaması ise 45,3 μm olarak bulunmuştur.

Zirkonyum alt yapıli restorasyonların haricinde, kullanımı oldukça yaygın olan bir diğer restorasyon tipi olan metal destekli seramik restorasyonlar üzerinde de, marjinal kenar uyumu çalışmaları yoğun biçimde yapılagelmıştır. Gravelis ve ark.'ının (48) yaptıkları çalışmada, metal destekli seramik restorasyonlarda shoulder basamakta ortalama 95 $\pm$ 17 μm açıklık olduğu bildirilmiştir.

Literatürde çok sayıda elektroforming yoluyla üretilmiş alt yapı çalışması vardır (111, 112). Hämmerle ve ark. (58), metal destekli seramik kuronlarda ölçülen kenar açıklığı değerinin (36 μm), elektroforming yoluyla üretilen alt yapılara sahip seramik kuron kenar açıklığı değerlerinden (54 μm) daha başarılı olduğunu rapor etmişleridir. Petteno (100), Hämmerle'nin yaptığı araştırmada marjinal açıklığın bu kadar az çıkmasının; ölçüm işlemleri öncesi kuronların simantasyonundan kaynaklanabileceğini bildirmiştir.

Daha önce yapılan araştırmalar basamak tipinin marjinal açıklığı etkileyebileceğini göstermiştir (21, 44, 50, 122). Yapılacak restorasyonun servikal bölgesinde yeterli seramik kalınlığını sağlamak ve restorasyonun gelen kuvvetlere dayanıklılığını arttırmak için literatürde önerilen basamak tipi chamfer (oluk tarzı) veya iç açısı yuvarlatılmış (radial) shoulder (omuz tarzı) basamak tipidir (119, 124).

Pera ve ark. (98), farklı basamak tiplerinde hazırlanan In-Ceram kuronların marjinal uyumlarını incelemişler ve sonuçta chamfer tipi basamağın en iyi sonucu verdiğini belirtmişlerdir.

Sorensen ve ark. (123), farklı basamak tiplerinde hazırladıkları In-Ceram kuronlarda marjinal açıklığı incelemişler ve en iyi uyumun chamfer, shoulder ve “shoulder with bevel” (eğimli shoulder) basamak tiplerinde sağlandığını belirtmişlerdir.

Scheerer ve arkadaşları (119), In-Ceram kuronlarda chamfer basamak tipinin, shoulder basamak tipine göre daha iyi sonuç verdiğini belirtmişlerdir. In-Ceram kuronlarda her iki basamak tipinin de klinik olarak kullanılabilir olduğunu göstermişlerdir.

Çalışmamızda; shoulder ve chamfer tarzı basamakların kenar uyum değerleri kıyaslandığında, HIP grupta shoulder tipi basamağın daha uygun değerler gösterdiği (SHO/HIP 35,8 μ m), NON-HIP grupta ise chamfer tipi basamağın (CHA/NHIP 60,2 μ m) daha uygun değerler yansıttığı bulunmuştur. İki basamak tipi arasındaki bu farkın, materyal farklılığından veya kullanılan CAD-CAM sistemlerinin preparasyonu okuma parçalarının farklılığından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Marjinal kenar aralığı ölçümlerinde tekrarlanabilirlik en kritik ön şartlardan biridir (13). Çalışmamızda her örneğin hep aynı noktadan ölçümünü sağlamak amacıyla paslanmaz çelik örneklerin çepeçevre marjinal kenarı boyunca MB, B, DB, ML, L ve DL olarak tarif edilen rehber noktalar işaretlendi. Bu noktalardan yapılan ölçüm değerleri kullanıldı.

Balkaya ve ark.’nın (11) yaptığı çalışmada, marjinal bölgede 6 rehber noktadan elde edilen değerler arasında fark olduğunu ve aralık değerlerinin düzensiz olduğunu belirtilmişlerdir. Yaptığımız çalışmada da, özellikle yarı sinterlenmiş blokların marjinal aralık değerleri arasında seçilen noktalar arasında farklı değerlerin çıktığı dikkat çekmiştir.

Marjinal uyumun incelenmesi amacı ile yapılan birçok çalışmada ölçüm noktalarının sayısı konusunda literatürde ortaya konulmuş herhangi bir standart yoktur (1, 13, 150). Groten ve ark. (55), marjinal uyum açısından değerlendirilecek kuronda ölçüm yapılacak nokta sayısının arttırılmasının standart sapmaları azaltacağını ve böylelikle elde edilen sonuçların klinik açıdan daha güvenilir olacağını belirtmiştir. Çalışmamızda da, aralarında eşit mesafeler olacak şekilde standardize edilen 8 rehber noktadan dörder adet olmak üzere, elde edilen toplam 32 ölçüm değerine ait istatistiksel ortalamalar kullanılmıştır.

Marjinal açıklığın değerlendirildiği çalışmalarda örneklerin sayısını bazı yazarlar her bir grup için 5 örnek, diğer bazıları ise 6, 8 veya 12 örnek seçmişlerdir. Çoğu yazar ise çalışmalarında, her bir grup için 10'ar örnek seçmişlerdir (141, 148, 152). Yaptığımız bu çalışmada ise her bir basamak grubu için 10'ar örnek kullanılmıştır.

Daha önce yapılan çalışmalarda örneklerin genellikle aynı kişi tarafından hazırlandığı belirtilmiştir (11, 125). Çalışmamızda da, örneklerin tek bir kişi tarafından hazırlanmasıyla gerek Cerec inLab gerekse DCS Precident sisteminde üretilen alt yapılarda standardizasyon sağlanmıştır.

Marjinal uyumun ölçülmesi ve değerlendirilmesi konusunda günümüzde standart bir metod ve ölçme yöntemi tavsiye edilmemiştir. Ayrıca ölçüm noktaları konusunda da araştırmacılar arasında bir fikir birliği söz konusu değildir (141).

Kesit alınarak yapılan marjinal aralık ölçüm tekniği, silikon replika tekniği veya rezin replika tekniğinde, örneklerle zarar gelmese de aynı noktalardan tekrar eden ölçümlerin hassas bir şekilde yapılabilmesi zordur. Ayrıca özellikle silikon replika tekniğinde elde edilen silikon replikaların standart bir ölçüm yapılabilme konusunda bazı tereddütler oluşturabileceği değerlendirildiğinden, çalışmamızda marjinal açıklık ölçümlerinin yapılması için, uygulanabilirliği kolay olan, örneklerin ölçüm sırasında zarar görmediği

ve tekrar eden ölçümlerin sağlıklı şekilde yapılabilirdiği direkt ölçüm metodu kullanılmıştır.

Marjinal açıklığın ölçüldüğü çalışmalarda en önemli parametrelerden biri de ölçülen marjinal açıklık ortalamalarının standart sapmasıdır. Çoğu araştırmada, standart sapma yaklaşık 20 µm civarında bulunmaktadır (6, 32, 44, 98). Bu çalışmada standart sapma değerleri 13,5 µm ile 35,8 µm aralığında yer almıştır. Özellikle 35,85µm değerinde bir standart sapmanın yarı sinterlenmiş bevel basamak grubunda olduğu düşünüldüğünde sebebinin poröz yapıdaki blokların sinterlenmesi sırasındaki büzülmenin bu basamak grubunda tolere edilemediğini düşündürmektedir.

Literatürde marjinal aralık çalışmalarında simantasyonla ilgili net sınırlar ortaya konmamıştır (13, 150). Çalışmamızda paslanmaz çelik örnekler kullanıldığı için siman kullanımı parametresi göz ardı edilmiştir. Ayrıca simandan ve simantasyon tekniğinden oluşabilecek hatalar da bertaraf edilmiştir.

CAD-CAM sistemlerinde temel amaç, hazır prefabrik bloklar kullanılarak yüksek kalite standardında malzemelerden restorasyon üretilmesi, restorasyonun şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesidir (37). Çalışmamızda her sistemin kendi ürettiği veya önerdiği zirkonya bloklar kullanılarak malzeme standardizasyonu sağlanmıştır.

CAD-CAM sistemleri ile hazırlanan bir restorasyonda tarama, aşındırma gibi üretim aşamaları da restorasyonun uyumunu etkilemektedir. Diğer faktörlere bağlı olmaksızın sadece tarayıcı ünitenin hassasiyetinin 10 µm seviyesinde olduğu bildirilmiştir (99).

Aşındırıcı frez sisteminin ve aşındırma ünitesinin mekanik parçaları, üretilecek tasarım tipi ile aşındırıcı frezin geometrik uyumu ve aşındırma hızına bağlı hatalar, aşındırma işleminin hassasiyetini etkilemektedir (7).

Tam sinterlenmiş zirkonya seramiklerin CAD-CAM sistemlerinde aşındırılması zor ve zaman alıcıdır. Tam sinterlenmiş zirkonya seramikten üretilecek bir kuron alt yapısının aşındırılması ortalama 3 saat sürmektedir. Yarı sinterlenmiş zirkonyanın aşındırılması ise tam sinterlenmiş olana kıyasla daha kolay ve hızlıdır. Ayrıca aşındırma esnasında frezlerin uyguladığı kuvvetler daha azdır ve aşındırma işleminin daha hassas olacağı bildirilmektedir (73, 105, 106).

6.SONUÇLAR

Bu in vitro çalışmada elde edilen veriler ışığı altında şu sonuçlara varılmıştır.

1. Altı adet deneysel gruba ait marjinal aralık değerleri küçükten büyüğe şu şekilde sıralanabilmektedir: SHO/HIP $35,8 \pm 13,5\mu\text{m}$ < CHA/HIP $44,3 \pm 13,3\mu\text{m}$ < BEV/HIP $55,7 \pm 27,6\mu\text{m}$ < CHA/NHIP $60,2 \pm 24,4\mu\text{m}$ < SHO/NHIP $85,6 \pm 25,6\mu\text{m}$ < BEV/NHIP $86,6 \pm 35,8\mu\text{m}$.
2. HIP alt yapıların marjinal aralık ortalaması $45,3 \pm 21\mu\text{m}$, NON-HIP alt yapıların marjinal aralık ortalaması ise $77,5 \pm 31,5\mu\text{m}$ olarak ortaya konmuştur. İki ana grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Tam sinterlenmiş zirkonya bloklardan elde edilen alt yapılarda marjinal kenar açıklığının, yarı sinterlenmiş bloklardan elde edilen alt yapılarda ortaya çıkan kenar açıklığından daha düşük olduğu görülmüştür.
3. Altı adet deneysel gruba ait ortalama değerler klinik olarak kabul edilebilir sınır değeri olan $120\mu\text{m}$ 'nin altında bulunmuştur.
4. Zirkonyum alt yapılarda basamak tipinin marjinal aralık miktarını etkilediği, shoulder ve chamfer tipi basamaklarda görülen aralık miktarının bevel tip basamaklara göre daha düşük değerler sergilediği bulunmuştur.

7.KAYNAKLAR

1. Abbate, F.M., Tjan, A.H.L., Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. Journal of Prosthetic Dentistry, 61, 527-31, 1989.
2. Akın, E., Diş Hekimliğinde Porselen. (III. Baskı) İ.Ü Basım Evi ve Film Merkezi, İstanbul, 7-10, 232-234, 1990.
3. Aksoy, G., Dental Seramiklerde Glazür Katmanının Önemi, E. Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 24,103-111, 2003.
4. Aktepe, E., CAD-CAM Cerec 3 Sistemiyle Hazırlanan İnleylerin Marjinal Adaptasyonlarının In-vitro Olarak Değerlendirilmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı. Doktora Tezi. İstanbul, 2005.
5. Alani, A.H., Toh, C.G., Detection of microleakage around dental restorations: A review. Operative Dentistry, 22, 173-85, 1997.
6. Alkumru, H., Hullah, W.R., Marquis, P.M., Wilson, H.J., Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. British Dental Journal, 164(2), 39-43, 1988.
7. Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M. ve Bergman, B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD-CAM system. Journal of Prosthetic Dentistry, 76, 187-193, 1996.
8. Ariko, K., Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations. Kokubyo Gakkai Zasshi, 70, 114-123, 2003.

9. Att, W., Grigoriadou, M., Strub, J.R., ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil.*, 34, 282-290, 2007.
10. Anusavice, K.J., Philips, H., *Science of Dental Materials*, 10TH ED., W. B.Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo, 1996.
11. Balkaya, M.C., Çınar, A., Pamuk, S., Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 346-55, 2005.
12. Balkaya, M.C., *Porselen Pişirme İşleminin Farklı Alaşımların Kole Uyumuna Etkisi Üzerine Araştırmalar*, Protetik Diş Tedavisi Programı Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1996.
13. Beschindt, S.M., Strub, J.Revaluation of the marginal accuracy of different allceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 582-593, 1999.
14. Besimo, C., Jeger, C., Guggenheim, R., Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont*; 10, 541-546, 1997.
15. Bindl, A., Mormann, WH., Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.*, 32(6), 441-7, 2005.
16. Boening, KW., Walter, MH., Reppel PD., Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J. Oral Rehabil.*, 19, 281-287, 1992.
17. Boening, K.W., Wolf, B.H., Schmidt A.E., Kastner, K., Walter, M.H., Clinical fit of procera all-ceram crowns. *J. Prosthet. Dent.*, 84, 419-24, 2000.

18. Burstone, C.J, Goldberg, A.J., Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.*, 77(2), 121–32, 1980.
19. Byrne G., Influence of finish-line form on crown cementation. *Int J Prosthodont.*, 5(2), 137–44, 1992.
20. Chevalier, J., What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27, 535-543, 2006.
21. Cho, L.R., Choi, J.M., Yi, Y.J., Park, C.J., Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiberreinforced composite crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 554-60, 2004.
22. Chiche, G.J, Pinault, A., *Esthetics of anterior fixed prosthodontics*, Qunissance Pub Co, Inc, Chicago, 1994.
23. Christensen, G.J., Marginal fit of gold inlay castings, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 16, 297-305, 1966.
24. Christensen, G.J. Why all-ceramic crowns? *Journal of American Dental Association*, 128, 1453-1455, 1997.
25. Christensen, G.J., Computerized restorative dentistry: State of the art., *J Am Dent Assoc.*, 132, 1301-3, 2001.
26. Coli, P., Karlsson, S., Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.* 17(1), 59-64, 2004.
27. *Columbia Encyclopedia*, 6TH ED., E-Library, 2003.
28. Conrad, H.J., Seong, WJ., Pesun, I.J., Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.*, 98, 389-404, 2007.
29. Coşkun, A., Yaluğ, S., Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Dergisi*, 5(2), 2002.

30. Craig, RG., Restorative dental materials, 10TH ED., Mosby Yearbook St Louis, 1997.
31. Crispin, B.J, Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo, 1994.
32. Davis, D.R., Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry, 59, 12-6, 1988.
33. DeguDent Dental Document: Cercon smart ceramics- Direction for use. DeguDent GmbH, Hanau, Germany.
34. Denissen, H., Dozic, A., Zel J., Waas M., Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO , CEREC , and Procera onlays. J.Prosthet. Dent. , 84, 506-513, 2000.
35. Demond, HW., Explorer to evaluate nonvisible margins with an Explorer. Oper Dent., 10, 6–11, 1985.
36. Denry, I, Kelly, JR., State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mat., 24, 299-307, 2008.
37. Duret, D, Preston, JD., CAD/CAM imaging in dentistry. Curr Opinion Dent., 1(2), 150–4, 1991.
38. Duret F.,Blouin JL.,Duret B., CAD/CAM in dentistry . J Am Dent Assoc., 117(6), 715-720, 1988.
39. Efeoğlu, A. , Diş Hekimliği Tarihi. Alemdar Ofset, İstanbul, 1992.
40. Estimates of dental services completed in 1990 by private practitioners by dental specialty, 1990 survey of dental services rendered and distribution of dentists in the US by region and state. American Dental Association, Survey Center, Chicago, 1991.
41. EPA Chronic Toxicity Summary, “Beryllium and Beryllium Compounds”, U.S., 2001.

42. Fasbinder, D.J., Dennison, J., Heys, D.R, Lampe, K., The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc., 136, 1714-23, 2005.
43. Fasbinder, D.J., Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc., 137(9), 22-31, 2006.
44. Faucher, R.R., Nichols, J.I., Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry, 43, 149-55, 1980.
45. Feuerstein, P., Can technology help dentists deliver better patient care? J Am Dent Assoc, 135, 11-6, 2004.
46. Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni M., Corrado M., Five year follow-up with Procera all-ceramic crowns . Quintessence Int., 121(2), 105-113, 2005.
47. Fransson, B., Oilo, G., Gjeitanger, R., The fit of metal-ceramic crowns : a clinical study . Dent Mate., 1, 197-199, 1985.
48. Gavelis, J.R., Morency, J.D., Riley R., Sozio, B., The effects of various finish line preparations of the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. J Prosthet Dent., 45, 138 – 145, 1981.
49. Gemalmaz, D., Alkumru, H.N., Marginal fit changes during porcelain firing cycles. The Journal of Prosthetic Dentistry, 73, 49-54, 1995.
50. Gemalmaz, D., Metal Destekli Porselen Restorasyonların Metal Alt Yapılarında Porselen Fırınlanması Sonrası Ortaya Çıkan Distorsiyonlara Etki Eden Faktörler, Protetik Diş Tedavisi Programı Doktora Tezi, M. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 1992.
51. Giordano, R.A., Dental ceramic restorative systems. Compendium, 17, 779-794. 1996.

52. Giordano R. Materials for Chairside CAD/CAM produced restorations. J Am Dent Assoc;137(9):14-21, 2006.
53. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles, J Prosthet Dent, 85, 363-376, 2001.
54. Griggs JA. Recent advances in materials for allceramic restorations. Dent Clin North Am.;51(3):713-27, 2007.
55. Groten, M., Axmann, D., Probst, L., Weber, H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. Journal of Prosthetic Dentistry, 83, 40-9, 2000.
56. Gulker, I., Margins. Dent J., 51, 213-217, 1985.
57. Hahn, R., Experimental studies on the reproducible precision of fit of ceramic inlays. Dtsch Zahnärztl Z., 45(10), 653-6, 1990.
58. Hämmerle, C.H.F., Mesaric, W., Lang, N.P., Marginal fit of porcelain crowns with galvanized frames. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 104, 740-745, 1994.
59. Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M., Vargas, M.A., Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: core and veneer materials. J Prosthet Dent., 88(1), 10-5, 2002.
60. Hertlein, G., Kraemer, M., Sprengart, T., Milling time vs. marginal fit of CAD/CAM manufactured zirconia restorations, abstract 1455. J. Dent. Res., 82, 194, 2003.
61. Holmes, R.J., Bayne, C.S., Holland, A.G., Sulik, D.W., Considerations in measurements of marginal fit. Journal of Prosthetic Dentistry, 62, 405-8, 1989.

62. Hung, S.H., Hung, K.S., Eick, J.D., Chappell, R.P., Marginal fit of porcelain-fused-to metal and two types of ceramic crown, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63, 26-31, 1990.
63. Hunter, A.J., Hunter, A.R., Gingival margins for crowns: A review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J. Prosthet. Dent.*, 64, 636-642, 1990.
64. In-Sung, Yeo, Jae-Ho, Yang, Jai-Bong, Lee. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J. Prosthet. Dent.*, 90, 459-64, 2003.
65. Kelly, J.R., Denry, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 24, 289-298, 2008.
66. Kelly Robert, J., Nishimura, I., Campbell Stephen, D., Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 18-32, 1996.
67. Kenneth, J.A., Phillips' science of dental materials. Saunders an imprint of elsevier, 11TH ED., (21), 692-5, 2003.
68. Kern, M., Thompson, V.P., Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic, volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J. Prosthet. Dent.*, 71, 453-61, 1994.
69. Kohorst, P., Herzog, T.J., Borchers, L., Stiesch-Scholz, M., Load-bearing capacity of allceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur. J. Oral. Sci.*, 115, 161–166, 2007.
70. Komine, F., Gerds, T., Witkowski, S., Strub, JR. , Influence of framework configuration on the marginal adaptatio of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks, *Acta Odontol Scand*, 65(3) , 361-366, 2005.

71. Kurtis, B., Sabit protetik restorasyonlarda kron marjini pozisyonları ve marjinal uyumluluğun periodontal sağlık üzerine etkisi, A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 28, 111-118, 2001.
72. Lehner, C.R., Scharer, P. All ceramic crowns. Current Opinion in Dentistry, 2, 45-42 1992.
73. Liu, P.R., A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin. Educ. Dent., 26(7), 507-12, 2005.
74. Lofstrom, L.H., Barakat, M.M., Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. J Prosthet Dent., 61(6), 664-9, 1989.
75. Luthardt, R.G., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Schnapp, J.D., Kuhlisch, E., Walter, M. Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia ceramics, J. Dent. Res., 81, 487-491, 2002.
76. Luthardt, R.G., Bornemann, G., Lemelson, S., Walter, M.H., Huls, A., An innovative method for evaluation of the 3D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing, Int. J. Prosthodont., 17, 680-5, 2004.
77. Manicone, P.F., Rossi, Iommetti P., Raffaelli, L., An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent 35, 819-826, 2007.
78. Martin, N., Jedynakiewicz, N.M., Clinical Performance Of Cerec ceramic inlays: A Systematic Review. Dent. Mat., 15(1), 54-61, 1999.
79. May, K.B., Russel, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R., Precision of fit: The Procera All-ceram crown. J. Prosthet. Dent., (80), 394-404, 1998.
80. McLean, J.W., Von Fraunhofer, J.A., The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br. Dent. J., 131, 107-111, 1971.

81. McLean, J.W., The Science and art of dental ceramics. Vol.I. Quintessence Publishing Co., Tokyo, 1980.
82. McLean, J.W., Perspectives of dental ceramics. In: McLean JW, ed. Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics. Chicago, Quintessence Publishing Co., 13-40, 1984.
83. Mc Lean, J.W., Odont D., Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J. Prosthet. Dent., (85), 61-66, 2001.
84. Molin, M., Karlsson, S., The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical in vitro study, Acta Odontol. Scand., 51, 201-6, 1993.
85. Mou, S., Chai,T., Wang, J., Shiau Y., Influence of different convergence angles and tooth prepatation heights on the internal adaptation of cerc crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry, 87, 248-55, 2002.
86. Mörmann, W., Bindle, A., All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. Dent. Clin. North Am., 46, 405-426, 2002.
87. Mörmann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F., Barbakow, F., Gotsch, T. CAD/CAM ceramic inlays and onlays: a case report after 3 years in place. J. Am. Dent. Assoc.,120(5), 517-20, 1990.
88. Nakamura, S., Yoshida, K., Kamada, K., Atsuta, M.: Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. Oral Rehabil., 31: 785-9, 2004.
89. <http://www.nobelbiocare.com/global/en/scientificreferences/facts> and figures/procera, 08.01.2008.
90. O'Brien, W.J., Dental Materials and their selection. Quintessence Publishing Co.Inc.,Chicago, 1997.

91. Oden, A., Andersson, M., Magnusson, D., Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crown. J. Prosthet. Dent., 80, 450-6, 1998.
92. Oh, W.S., Shen, C., Alegre, B., Anusavice, K.J.: Wetting characteristic of ceramic to water and adhesive resin. J. Prosthet. Dent., 88: 616-21, 2002.
93. Oh, W.S., Shen, C., Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. J. Prosthet. Dent. ,90, 241-6, 2003.
94. Ostlund, L.E., Cavity design and mathematics their effect on gaps at the margins of cast restorations. Operative Dent., 10, 122-137, 1985.
95. Otto, T., De Nisco, S., Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. Int. J. Prosthodont., 15, 122-28, 2002.
96. Palin, W., Burke, F.J., Trends in indirect dentistry CAD/CAM Technology. Dent Update, 32(10), 566-72, 2005.
97. Pascoe, D.F., Analysis of the geometry of finish lines for full crowns restorations. J. Prosthet. Dent., 13, 1160-1166, 1963.
98. Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., Carossa S., In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry, 72, 585-90, 1994.
99. Persson, M., Andersson, M. ve Bergman, B. The accuracy of a highprecision digitizer for CAD/CAM of crowns. Journal of Prosthetic Dentistry, 74, 223- 229, 1995.
100. Petteno, D., Comparison of marginal fit of 3 different Metal-Ceramic Systems. Int. J. Prosthodont., 13, 405-408, 2000.

101. Philips, R.W., Skinner's science of dental materials, W.B. Saunders Company, 9TH ED., Philadelphia, 1991.
102. Piconi, C., Maccauro, G., Zirconia as a ceramic biomaterial: Review., *Biomaterials*, 20, 1-25, 1999.
103. Piemjai, M., Effect of seating force, margin design and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int. J. Prosthodont.*,14(5), 412-6, 2001.
104. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*;14(1):39-45, 2005.
105. Raigrodski, A.J., Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North American*, 48(a), 531-544, 2004.
106. Raigrodski, A.J. Contemporary materials and technologies for allceramic fixed partial dentures: a review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(b), 557-562., 2004.
107. Raigrodski Ariel J., Chiche Gerard J., The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86, 520-5, 2001.
108. Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., Proeschel, P., Clinical fit of allceramic three-unit fixed partial dentures generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 113, 174-9, 2005.
109. Reich, S., Rinke, S., Reinforced porcelain system. Concepts and techniques. *Dent Clin North Am.*, 29(4), 805-18, 1985.
110. Rinke, S., Hüls, A., Jahn, L., Marginal accuracy of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int. J. Prosthodont.* 8, 303-310, 1995.

111. Rogers, O.W., The dental application of electroformed pure gold. Porcelain jacket crown technique. Aust Dent J., 24(3), 163-70, 1979.
112. Rogers, O.W., The electroformed gold matrix inlay technique. Aust Dent J., 15(4), 316-23, 1970.
113. Rosenblum, M.A., Schulman, A., A review of all-ceramic restorations. J. Am Dent Assoc., 128, 297-307, 1997.
114. Rosentiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J. Contemporary fixed prosthodontics. The C. V. Mosby Company, 643-72, 2001.
115. Sadowsky, S.J., An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. J Prosthet Dent., 96, 433-42, 2006.
116. Schwickerath, H., Ceramic-metal crowns, Quintessenz Zahntech. 14(10), 1147–51, German, 1988.
117. Sertgöz, A., Balcı, B., Diş Hekimliğinde CAD/CAM Teknikleri. TDB Dergisi, 102, 61-67, 2007.
118. Setz, J., Weber, H., Frank, G., Klaus, G., Galvano-ceramic crowns. Preparation and first experience. Dent. Labor., 36(1), 71–4, 1988.
119. Shearer, B., Gough, M.B., Setchell, D.J. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram Crowns. Biomaterials, 17, 1891- 1895, 1996.
120. Shoher, I., Vital tooth esthetics in Captek restorations. Dent. Clin. North Am., 42(4), 713–8, 1998.
121. Shillenburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E., Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Quintessence Publishing Co.,Inc., 3TH ED., 433-484, 1997.

122. Shillingburg, H.T.Jr, Hobo, S., Fisher Donald, W., Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry, 29, 276-84, 1973.
123. Sorensen, A.J., A standardized method for determination of crown margin fidelity (1). Journal of Prosthetic Dentistry, 64, 18-24, 1990.
124. Sorensen, J.A., Torres, T.J., Kang, S.K., Avera, S.P. Marginal fidelity of ceramic crowns with different margin designs (2). Journal of Dental Research, 69, 279, 1990.
125. Stappert, C.F.J., Dai, M., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T., Strub, J.R., Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. British Dental Journal, 12(196), 766-770, 26, 2004.
126. Stappert, C.J.F., Dener, N., Gerds, T., Strub, J.R., Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. Br. Dent. J., 199(12), 779-783, 2005.
127. Strating, H., Pameijer, C.H., Gildenhuys, R.R., Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I, The Journal of Prosthetic Dentistry, 46, 59-65, 1981.
128. Suarez, M.J., Villaumbrosia, P.G., Lozano, J.F.L. Comparison of the marginal fit of procera allceram crowns with two finish lines. International Journal of Prosthodontics, 16, 229-232, 2003.
129. Suarez, M.J., Lozano, J.F., Paz Salido, M., Martinez, F., Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. Int. J. Prosthodont., 17(1):35-8, 2004.
130. Sutherland, J.K., Loney, R.W., Jarotskic, T.J., Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. J. Prosthet. Dent., 75, 540-544, 1996.

131. Syu, J.Z. Byrne, G., Laub, W.L., Land, F.M.. Influence of finish line geometry on the fit of crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 6, 25-30, 1993.
132. Şeşbeş, T. Metal kimyası. *Forma* 41, 641-650, 1982.
133. Takashi, M., Yasuhiro, H., Jun, K., Soichi, K., Yukimichi, T., A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.*, 28(1), 44-56, 2009.
134. Tezcan, S., İki farklı post-core sisteminde koronal mikrosızıntının boyama yöntemi ile karşılaştırılması. H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Ted. A.D. Doktora tezi, Ankara, 2003.
135. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Spiekermann, H., Anusavice, K.J., Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.*, 26(4), 367-74, 2001.
136. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., Spiekermann, H., Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int. J Comp. Dent.*, 7, 25-45, 2004.
137. Tinschert, J., Natt, G., Mohrbotter, N., Spiekermann, H., Schulze, K.A., Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 80, 317- 321, 2007.
138. Toksavul, S., Artunç, C., Ulusoy, M., Toman, M., Tüm Seramik Kronlar. *Meta Basım Bornova, İzmir.* 3, 4, 7, 8, 2002.
139. Toman, M., Toksavul, S., Artunç, C., Türkün, M., Schmage, P., Nergiz, İ., Influence of luting agent on the Microleakage of All-ceramic Crowns. *J.Adhesive Dent.*, 9(1), 39-47, 2007.

140. Ural, Ç., Burgaz, Y., Saraç, D., Farklı yöntemlerle yapılan porselen restorasyonların kenar uyumlarının tarayıcı elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi, Ondokuz Mayıs Univ. Diş Hek. Fak. Derg., 9(1), 22-27, 2008.
141. Ural, Ç. Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AnaBilim Dalı. Doktora Tezi. Samsun, 2006.
142. Ushiwata, O., Moraes, J.V., Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. J. Prosthet. Dent., 83, 362-366, 2000.
143. Van der Zel, J.M., Vlaar, S., Ruiter, W.J., Davidson, C., The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. J. Prosthet. Dent., 85, 261-267, 2001.
144. Van Noort, R., Introduction to Dental Materials. Chapter 3,4: Dental Ceramics, 2ND ED., Mosby Yearbook, St Louis, 2002.
145. Von Schroeter, P., Jurgensen, B. ve Zollner, M. Cercon move-a navigation aid for dental CAD applications. International Journal of Computerized Dentistry; 7, 371-377, 2004.
146. Von Steyern, P.V., Carlson, P., Nilner, K., All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J. Oral. Rehabil., 32, 180-7, 2005.
147. Wall, G.J., Cipra, D.L. Alternative crown systems. Dental Clinics of North America, 36, 765-779, 1992.
148. Wang, C.J., Millstein, P.L., Nathanson, D., Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. J. Prosthet. Dent., 67(6), 786-90, 1992.

149. Witkowski, S., CAD/CAM in dental technology. Quint Dent Technol., In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled "Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures", 1-16, 2006.
150. Wolfart, S., Wegner, S.M., Al-Halabi, A., Kern, M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. International Journal of Prosthodontics, 16, 587-592, 2003.
151. Yavuzylmaz, H.: Metal Destekli Estetik (Veneer-kaplama) Kuronlar. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basım Evi, Ankara, 1996.
152. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E., Tam porselen sistemleri II, G. Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 22, 49-60 2005.
153. Yeo, I., Yang, J., Lee, J., In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems, The Journal of Prosthetic Dentistry, 90, 459-64, 2003.
154. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L., Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları, Ankara, 17, 1993.
155. Zaimoglu, A., Can, G., Sabit protezler, A. Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, Ankara, 2004.
156. Zan, T., Çeşitli Yüzey Şartlandırma işlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. G Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara 1999.