

T.C.
YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI PROSEDÜRLERLE SİNERLENEN Y-TZP
ALTYAPILARIN FIRINLAMA İŞLEMLERİ KARŞISINDAKİ
BOYUTSAL STABİLİTELERİNİN VE MARJİNAL
UYUMLARININ İNVİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Hasan Murat AYDOĞDU

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Murat ESKİTAŞÇIOĞLU

VAN 2015

T.C.
YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI PROSEDÜRLERLE SİNERLENEN Y-TZP
ALTYAPILARIN FIRINLAMA İŞLEMLERİ KARŞISINDAKİ
BOYUTSAL STABİLİTELERİNİN VE MARJİNAL
UYUMLARININ İNVİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Hasan Murat AYDOĞDU
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Murat ESKİTAŞÇIOĞLU

VAN 2015

Bu araştırma Yüzüncü Yıl Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2014-SBE-D018 nolu proje olarak desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca desteğini esirgemeyen danışmanım Yrd. Doç. Dr. Murat Eskitaşçıoğlu'na, eğitimime ve tezime katkıda bulunan Dekanımız Prof. Dr. Gürcan Eskitaşçıoğlu ve Y.Y.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üyelerine, çalışmaya ait bulguların istatistiksel analizi için Yrd. Doç. Dr. Barış Kaki'ye, maddi destekleri için Yüzüncü Yıl Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne çalışmam sırasında ofislerini misafirperverlikle açan Sirona Türkiye çalışanlarına, dostlukları ile hep yanımda olan tüm çalışma arkadaşlarıma ve çalışmam boyunca sabırla bekleyen ve hep destek olan sevgili aileme,

en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER	SAYFA
Kabul ve Onay	I
Teşekkür	II
İçindekiler	III
Simgeler ve Kısaltmalar	V
Şekiller Listesi	VI
Tablolar Listesi	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Tarihçe	3
2.1.2. Dental seramiklerin yapısı	6
2.1.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması	7
2.2. CAI/CAI/CAD/CAM Sistemleri	10
2.2.1. Tanımı	10
2.2.2. CAI/CAI/CAD/CAM sistemlerinin komponentleri	11
2.2.3. CAI/CAI/CAD/CAM sistemlerinin materyalleri ve endikasyonları	14
2.3. Zirkonya Seramikler	16
2.3.1. Zirkonya'nın yapısı ve özellikleri	16
2.3.2. Dişhekimliğinde zirkonya seramikler	20
2.3.3 CAI/CAI/CAD/CAM sistemi ile kullanılan Y-TZP bloklar	22
2.3.4. Y-TZP yapıların sinterlenmesi	24
2.3.5. Y-TZP yapıların veneerlenmesi ve etkileri	25
2.4. Sabit Protetik Restorasyonlarda Marjinal Uyum	26
2.4.1. Marjinal uyumun önemi	27

2.4.2. Marjinal uyumu etkileyen faktörler	28
2.4.3. Marjinal uyum ölçüm yöntemleri	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	30
3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması	31
3.2. Örneklerin Hazırlanması	33
3.3. Örneklerde Hesaplanacak Oklüzal Alan-Çevre Değerlerinin Tanımlanması	35
3.4. Toolmaker's Mikroskop İle Oklüzal Boyut Ölçümü ve Grupların Ayrılması	36
3.5. Sinterleme İşlemleri	38
3.6. Marjinal Uyum ve Oklüzal Boyut Ölçümü	40
3.7. Veneerleme Fırınlamaları	41
3.8. Fırınlama Sonrası Ölçümler	43
3.9. Bukkal Boyut Ölçümleri	43
3.9.1. Bukkal yüzey ölçümü için örnekler hazırlanması	43
3.9.2. Bukkal yüzey boyut ölçümleri	44
3.10. İstatistik	44
4. BULGULAR	46
4.1. Oklüzal Boyut Ölçümleri	46
4.2. Bukkal Boyut Ölçümleri	51
4.3. Marjinal Aralık Ölçümleri	56
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	62
ÖZET	73
SUMMARY	74
KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ	88

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al₂O₃	: Aluminyum oksit
CAI//CAD/CAM	: Computer Aided Impression/Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Ölçü/Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)
CoCr	: Krom-kobalt alaşımı
GPa	: Gigapaskal
HIP	: Hot Isostatic Pressing (Sıcak İsostatik Presleme)
HV	: Vickers Sertlik Birimi
Mg-PSZ	: Magnezyum Katyonlu Kısmen Stabilize Zirkonya
MPa	: Megapaskal (N\mm ²)
MikroCt	: Micro Tomography (Mikro tomografi)
µm	: Mikrometre (10 ⁻⁶ m)
M	: Monoklinik
N	: Örnek sayısı
p	: Anlamlılık
SAS	: Statistical Analysis Software
SLS	: Selektif Laser Sinterleme
SPP	: Sabit Parsiyel Protez
SS	: Stainless Steel (Paslanmaz çelik)
STL	: Standard Transformation Language
T	: Tetragonal
Wm K	: Termal İletkenlik Katsayısı
Ti₆Al₄V	: Titanyum alaşımı
Y-TZP	: Yttrium-Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali
%	: Yüzde
ZrO₂	: Zirkonyum Dioksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum Silikat
ZTA	: Zirconia Toughened Alumina (Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina)

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Mikroyapılarına göre dental seramikler.....	8
Şekil 2. CAI/CAI/CAD/CAM sisteminin komponentleri.....	11
Şekil 3. Milleme cihazının aksları.....	13
Şekil 4. Zirkonyum dioksit (Baddeleyit-ZrO_2).....	16
Şekil 5. Zirkon (ZrSiO_4)	16
Şekil 6. Zirkonya faz değişimi.....	18
Şekil 7. Marjinal ölçümler için tanımlayıcı parametreler.....	26
Şekil 8. Prepare edilmiş akrilik diş.....	31
Şekil 9. Metal kalıp.....	31
Şekil 10. Mum model.....	31
Şekil 11. Mum modelin ölçüsü.....	32
Şekil 12. Rezin model.....	32
Şekil 13. Çalışma modeli.....	32
Şekil 14. Extraoral tarama işlemi	33
Şekil 15. Dijital model.....	33
Şekil 16. Altyapı tasarımı	33
Şekil 17. Tasarım parametreleri	34
Şekil 18. Stack programı ekran görüntüsü.....	34
Şekil 19. Presinterize haldeki altyapı.....	35
Şekil 20. Oklüzal ölçüm noktaları.....	35
Şekil 21. Toolmaker's ölçüm mikroskobu.....	36
Şekil 22. Çalışma modeli kaide üzerinde	37
Şekil 23. Dijital mikrometre	38
Şekil 24. Oklüzal ölçüm noktaları mikroskop görüntüleri.....	38
Şekil 25. Sinterizasyon öncesi örnekler.....	39

Şekil 26. Marjinal aralık ölçümü yapılacak örnek model üzerinde.....	40
Şekil 27. Ölçüm için sabitlenmiş kaide	40
Şekil 28. Marjinal aralık mikroskop görüntüsü.....	41
Şekil 29. Fırınlamalar için yerleştirilmiş örnekler.....	42
Şekil 30. Bukkal yüzey ölçüm referans noktaları.....	43
Şekil 31. Oklüzal bölge sinterleme büzölmeleri	48
Şekil 32. Oklüzal bölge veneer fırlaması boyut değışimleri	49
Şekil 33. Oklüzal bölge toplam boyutsal değışim.....	50
Şekil 34. Bukkal bölge sinterleme büzölmeleri.....	53
Şekil 35. Bukkal bölge veneer fırlama boyut değışimleri	54
Şekil 36. Bukkal bölge toplam boyutsal değışim.....	55
Şekil 37. Marjinal aralık ölçüm değeri.....	58

TABLÖLER LİSTESİ

Tablo 1. Estetik seramikler ve sınıflandırılması.....	9
Tablo 2. Altyapı seramikleri ve sınıflandırılması.....	10
Tablo 3. Güncel sistemlerde uygulanabilen restorasyon tipleri ve materyalleri	15
Tablo 4. Y-TZP'nin mekanik özellikleri.....	17
Tablo 5. Zirkonya ve bazı biyomedikal malzemelerin karşılaştırılması	19
Tablo 6. Çalışmada kullanılan materyaller, isimleri ve üreticileri	30
Tablo 7. Gruplara göre sinterleme parametreleri.....	39
Tablo 8. Veneer fırınlamalarına ait parametreler.....	42
Tablo 9. Oklüzal bölge ölçülen çevre-alan değerleri ve standart sapmaları	46
Tablo 10. Oklüzal bölge üç ölçüm aşamasındaki çevre-alan değişimleri	47
Tablo 11. Bukkal bölge ölçülen çevre-alan değerleri ve standart sapmaları	51
Tablo 12. Bukkal bölge üç ölçüm aşaması arasındaki çevre-alan değişimleri	52
Tablo 13. Bukkal bölge genişleme yönü analizi	56
Tablo 14. Üç sinter grubu için sinterleme sonrası ve veneer fırınlamaları sonrası yapılan marjinal aralık ölçüm değerleri ve standart sapmaları	57
Tablo 15. Marjinal aralıklarda her iki ölçüm ve ölçümler arası farklar için gruplar arası karşılaştırma sonuçları	59
Tablo 16. Marjinal aralıktaki değişimler için grup içi önemlilik değerlendirmeleri	60
Tablo 17. Korelasyon analizi verileri.....	61

1. GİRİŞ

Dental protezler insanlık tarihi boyunca ihtiyaç duyulan nesneler olmuştur. Bir tanıma göre sabit prostodonti hasar görmüş dişlerin metal döküm, metal-destekli seramik veya tam seramik restorasyonlar ile restore edilmesi ve kaybedilen dişlerin yerine sabit protezler yerleştirilmesi sanat ve bilimdir (Shillingburg ve ark. 2012).

Metal-destekli seramik restorasyonlar üstün mekanik özellikleri sayesinde hem posterior diş eksikliklerinde hem de anterior bölgedeki estetik restorasyonlarda uzun yıllardır başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (McLean 2001). Ancak metal altyapıların renk yansıması, alerji oluşturabilme riski ve ışık geçirgenliğine sahip olmaması gibi dezavantajları mevcuttur. Son zamanlarda estetik restoratif malzemelere olan ilginin artması ve teknolojik gelişmelerin getirdiği imkanlar tam seramik sistemlerin kullanım alanını genişletmiş ve yeni restoratif sistemlerin piyasaya sunulmasını sağlamıştır (Raigrodski 2004, Pilathadka ve Vahalová 2007, St John 2007).

CAD-CAM sistemlerinin alümina ve zirkonya gibi yüksek güce sahip seramik restorasyonların üretiminde kullanılabilmeleri bu sistemlerin yaygınlaşmasında etkili olmuştur. Hızlı ve hassas çalışan bu sistemler zirkonya esaslı sabit protetik restorasyonlarda başarılı sonuçlar vermektedir (Beuer ve ark. 2009, Wolfart ve ark. 2009). Zirkonya esaslı restorasyonlar günümüzde yaygın olarak ön sinterlenmiş 3Y-TZP (yüzde 3 yttrium ile kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri) bloklardan direkt frezeleme yöntemi ile üretilir. Normal boyutlarından %20-25 kadar daha büyük olarak freze edilen restorasyonlar sinterleme işlemi ile birlikte büzülerek istenilen boyuta gelir (Denry ve Kelly 2008).

Marjinal uyum sabit protetik restorasyonların başarısı için kritik öneme sahiptir. Bu önem çeşitli klinik deneylerle de gösterilmiştir (Karlsson 1993, Odén A ve Odén I 1998, Sailer ve ark. 2007). Marjinal uyumsuzluğun fazla olması mikrosızıntıya yani yapıştırıcı simanın ağız ortamı ile temasına yol açar. Marjinal aralıktan kaynaklanan mikrosızıntı simanın çözünmesi ve ikincil çürük oluşumunun hızlanmasına neden olur (Jacobs ve Windeler 1991). Bununla birlikte marjinal aralığın fazla olmasına bağlı

olarak meydana gelen bakteriyel aktivite pulpal enflamasyon sebeplerinden birisi olabilir (Goldman ve ark. 1992).

Estetik görünümlerinin geliştirilmesi için Y-TZP seramik altyapılar milleden sonra uygun porselenlerle veneerlenirler ve bu işlem sırasında tekrarlayan fırınlamalara tabii tutulurlar (Sundh ve ark. 2005). Y-TZP altyapıların bu süreçte maruz kaldıkları ısı ve nem etkisi ile kararsız davranarak spontan faz değişimleri yaşayabilecekleri gösterilmiştir (Piconi ve Maccauro 1999).

Bu çalışmanın amacı Y-TZP bloklardan elde edilen sabit protetik restorasyon altyapılarının üretiminde kullanılan farklı sinterleme prosedürlerinin ve porselen veneerleme işlemi sırasında uygulanan tekrarlayan fırınlamaların malzemenin boyutsal değişimi ve restorasyonun marjinal uyumu üzerine olan etkilerinin incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL SERAMİKLER

2.1.1. Tarihçe

Seramik kelimesinin kaynağı Yunan dilinde “toprakta yapılmış madde” anlamına gelen “keramikos” kelimesidir (McLean ve ark. 1979). İnsanlık bu tekniği çok uzun zaman önce keşfetmiştir, pişmiş kilden yapılmış eşyaların M.Ö. 23000 yılına kadar tarihlenebilen örnekleri bulunmuştur (Vandiver ve ark. 1989). Quartz, kum ve kil üzerine renk ve opasite verme amaçlı metal oksitlerinin ilavesi ile üretilen ve kalıba dökülerek şekillendirilen ilk cam örnekleri ise Sümerlere aittir ve M.Ö. 7000’li yıllara tarihlenirler (Phillips 1941).

Diş hekimliğinde ilk seramik kullanma denemesi ise 1774 yılında Parisli bir eczacı olan Alexis Duchateau ve dişhekimisi Nicholas Dubois de Chemant tarafından yapılmıştır. Duchateau, sert porselenden total protez dişleri üretmiş ve kendi fildişi protezlerini bunlarla değiştirmiştir. Giuseppelo Fonzi 1808 yılında Paris’te içinde platin pinleri olan ve tek tek şekillendirilmiş porselen dişleri üretti. Bu dişlerin estetik ve mekanik başarısı protetik dişhekimliğinde büyük bir gelişme yaşanmasını sağlamıştır (Ring 1985). 1887 de C.H. Land platin folyo matriks tekniğiyle ilk seramik kron ve inleyleri üretti ve patentini aldı (Ernsmere 1900). Bu teknik restorasyonların kabul edilebilir bir uyumla ve estetikle üretilebilmesine imkan sağlaması sayesinde yirminci yüzyılın başında popülerite kazanmıştır (Wildgoose ve ark. 2004). Land daha sonra aynı tekniği porselen lamina üretimi için yeniden tanımlamıştır (Land 1903) fakat bu ikinci teknik yüzyılın sonuna kadar geniş kullanım alanı bulamamıştır.

1940’larda akrilik rezinlerin üretilmesiyle seramik restorasyonların popüleritesi düştü ve rezin veneer materyallerinin aşınmaya dayanaksızlık, sızıntı ve renklenmeye yol açan yüksek geçirgenlik gibi dezavantajları fark edilene kadar da böyle devam etti (Lamstein ve Blechman 1956, Ehrlich 1959, Soremark ve Bergman 1961).

1962’de Weinstein ve Weinstein metal-seramik restorasyonlarda kullanılması için lōsit içeren bir porselen üretti (Weinstein 1962). Yüksek termal genleşme özelliğine

sahip olan bir mineral olan l sitin varlığı seramik ve metalin termal genleşmelerinin eşitlenebilmesini sağladı. Vakumlu ısıtmanın keşfi seramiklerdeki p r ziteyi hava ile ısıtmaya göre önemli ölçüde azaltarak daha yoğun ve translüsent restorasyonlara imkân verdi ve seramik restorasyonlarda estetik anlamda gelişme sağlandı (Vines ve Semmelman 1957). Ancak hala metal alt yapının ışığın geçişine izin vermemesi nedeniyle mevcut doğal dişlerle renk uyumunun sağlanması zaman zaman sorunlar ortaya çıkabilmektedir.

Metal altyapının bu dezavantajları, araştırmacıları daha baska arayışlara yöneltilmiştir. Bu arayışların sonucu, ışığın doğal dişe benzer sekilde kırılarak geçebildiği ve yansıyabildiği, metal alt yapı içermeyen tam seramik restorasyonlar keşfedilmiştir.

1965 yılında McLean ve Hughes, alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş seramik ile jacket kron yapımını geliştirmişlerdir (Herbert ve Shilling 1997, McLean 2001).

1972 yılında Southan ve Jorgensen'in "refrakt r die" tekniğini geliştirmeleri diş hekimliğinde tam seramik sistemlerinin yaygınlaşmasına imkân vermiştir (Hondrum 1992).

1976 yılında McLean ve Sced,  ift folyo tekniği ile platin folyoyu kron i  yüzeyinde bırakarak alumina seramik jaket kronların güçlendirilmesini sağlamışlardır (Sced ve ark. 1977).

1980'li yıllardan itibaren tam seramik sistemleri üzerinde hem estetik hem de dayanıklılığı arttırmak için çalışmalar yapılmış olup, pek çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiştir (O'Brien 1997). İlk dökülebilir cam seramik olan Dicor 1984'de Grossman ve Adair tarafından geliştirilmiştir (Kelly ve ark. 1996). 1989'da alümina içeriği %90'ın üzerinde olan bir kor sistemi olan Vita In-Ceram piyasaya sürülmüştür. 1990'da Wohlgend ve Scharer tarafından %34 l sit içerikli preslenebilen cam seramik IPS-Empress sistemi geliştirilmiştir.

1990'ların sonuna kadar üretilen materyallerin hiçbiri köprü yapımı için yeterli dayanıklılığa sahip değildi, 1990'ların sonunda ise kırılma direnci daha yüksek ve hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II'nin geliştirilmesiyle birlikte anteriorda ve ikinci premolara kadar olan bölgede üç üyeli tam seramik köprüler yapılabilmeye başlanmıştır (Anusavice ve ark. 2012).

CAI/CAI/CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği alanında kullanılması fikri 1970'lerin başında CAI/CAI/CAD/CAM tekniği ile ilk dental restorasyonları üreten Francois Duret tarafından ortaya atılmıştır. Duret abutment dişin optik ölçüsü üzerinde sayısal olarak kontrol edilen bir freze cihazı ile kronlar yaparak ilk dental CAI/CAI/CAD/CAM sistemini geliştiren insan olmuştur (Duret 1988, Duret ve Preston 1991). Duret'in geliştirdiği Sopha Sistemi o zamanki donanım ve materyallerin henüz yeterince gelişmemiş olması yüzünden yaygın bir kullanım alanı bulamasa da zaman içinde geliştirilecek olan CAI/CAI/CAD/CAM sistemleri için önemli bir çıkış noktası oluşturmuştur (Miyazaki ve ark. 2009).

Altschuler 1973 yılında optik ölçü alma tekniğini ilk kez tanıtmıştır. Porselen restorasyonların üretimi için klinikte kullanılabilen ilk CAI/CAI/CAD/CAM sistemi Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC aynı zamanda diş hekimliğinde ticari olarak pazara sunulan ilk CAI/CAI/CAD/CAM sistemidir. Bu sistem ile 1985 yılında ağız içi kamera ile optik ölçü alıp, seramik blokları frezeleyerek ilk kez hasta başında inley restorasyon yapımı gerçekleştirmişlerdir. Geliştirdikleri cihaza da "computer-assisted ceramic reconstruction" (bilgisayar destekli seramik üretimi) isminden esinlenerek CEREC ismini vermişlerdir (Mörmann 1989). Hazırlanan restorasyonlarda oklüzal morfoloji tam olarak şekillendirilemediğinden kullanımı inleyler ile sınırlı kalsa da geliştirdikleri sistem dünya çapında yayılmış ve CAI/CAI/CAD/CAM terimini dişhekimliği literatürüne sokmuştur.

Günümüzde kullanılan CAI/CAI/CAD/CAM sistemlerine gerçek anlamda en yakın sistemler Kimura, Watanabe ve Shomura tarafından 1988 yılında Japonya'da tanıtılmıştır (Mehl ve Hickel 1999).

2.1.2. Dental seramiklerin yapısı

Protez terimleri sözlüğü seramiği şöyle tanımlar: Bir veya daha fazla metalin genellikle oksijen gibi ametalik bir elementle yaptığı bileşikler (Prosthodontics 1999).

Seramik kelimesi esas olarak ametalik inorganik materyalden üretilen ve istenilen özellikleri kazanması için genellikle yüksek sıcaklıklarda pişirilen her türlü ürünü ifade eder. Dental seramikler serttir, metallerle karşılaştırıldığında dayanımları düşüktür, ısı ve elektrik geçirgenlikleri azdır; dental restorasyonların üretilmesi için yığma, döküm veya frezeleme yöntemleri ile kullanılabilirler. Bir dental seramiğin translusensi ve opasitesi uygulamalar için gerektiği şekilde değiştirilebilir. Dental seramikler çok az plastik davranış gösterirler ve bundan ötürü gevrek olarak nitelendirilirler. Stres-strain eğrileri genelde doğrusaldır. Restoratif dişhekimliğinde seramikler full ve parsiyel kronların ve hareketli protez dişlerinin yapımında ve rezin matriks kompozit dolgu maddelerinde partikül doldurucu olarak kullanılırlar.

Porselen ise daha sınırlayıcı bir terimdir ve kaolin, quartz ve feldspar'ın belirli oranlarda karıştırılıp yüksek sıcaklıkta ısıtılmasıyla elde edilen bir seramik türünü ifade eder. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler bu gruba girer ve dental porselenler olarak adlandırılırlar. Burada feldpar içeriğin %70-85'ini oluşturur, kuartz ve kaolin için bağlayıcı ve birleştirici görevi görür ve ışık geçirgenliğini sağlar. %10-22 oranında kullanılan quartz ise doldurucu görevi görmekle birlikte erime ısını yükselterek porselelene stabilite verir. Kil ise modelaj sırasında şekillendirilebilmede kolaylık vermesi için %1-3 oranında kullanılır (McLean ve ark. 1979, Yavuzylmaz 1996).

Hangi amaçla ve yöntemle üretilirse üretilsin dental seramikler pişirme sonrasında bir camsız -vitröz-faz, bir veya daha fazla kristalin fazı olmak üzere farklı kısımlar ve değişen miktarlarda porözite içerir. Kristalin fazının oranının yükselmesi direnci arttırırken ışık geçirgenliğini azaltır. Metal desteksiz seramik restorasyonlardaki kristalin fazı yüzdesi lősitle güçlendirilmiş seramikler için %35'den başlarken Y-TZP'de %99'a kadar çıkar (Pilathadka ve Vahalová 2007, Sakaguchi ve Powers 2012).

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dişhekimliğinde kullanılan seramikler uygulama alanlarına, kimyasal yapılarına ve üretim tekniklerine göre farklı şekillerde sınıflandırılabilirler.

Sakaguchi ve Powers dental seramikleri uygulama alanına göre;

A) Metal destekli seramik kron ve sabit parsiyel protezler

B) Tam seramik kron, inlay, onlay, veneer ve sabit parsiyel protezler için olan seramikler

olarak ikiye ayırmıştır. Ayrıca ortodontik braketler, implant abutmentleri ve hareketli protez dişleri için de porselenler mevcuttur (Sakaguchi ve Powers 2012).

Üretim yöntemine göre sınıflandırıldığında;

A) Sinterleme ile üretim: metal destekli seramik restorasyonlarda en sık kullanılan yöntemdir ve güçlendirici olarak %15-25 lōsit içeren feldspatik porselen tozu genellikle vakum altında yüksek sıcaklıkta pişirilir. Alūmina bazlı seramiklerde de kuru presleme sonrası sinterleme uygulanır. Bu sistem zirkonyum bazlı seramiklerde de uygulanmaktadır.

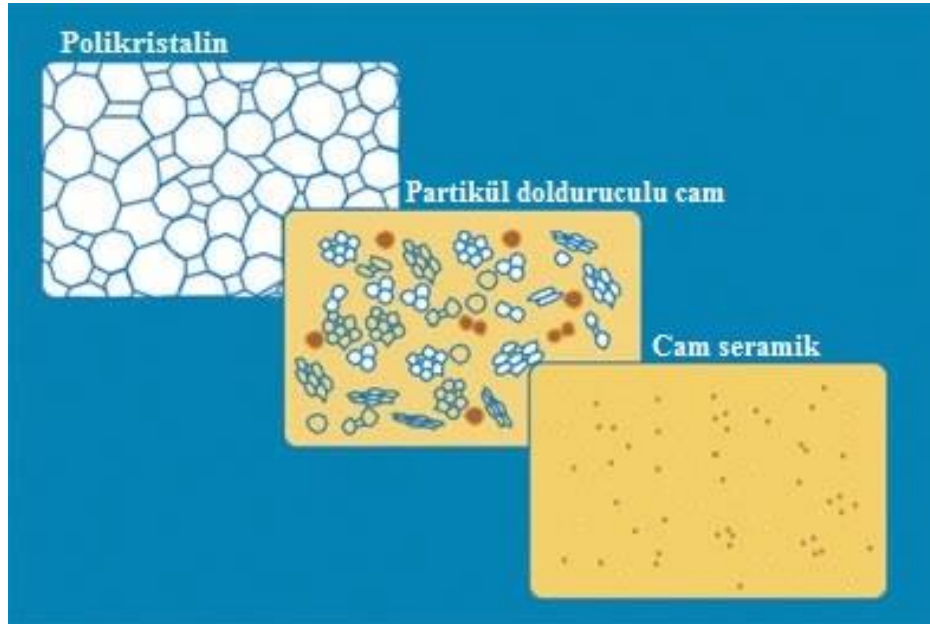
B) Slip-cast yöntemi ile üretim: Slip kelimesi küçük seramik partikülleri içeren sulu bir çamuru ifade eder. Slip refraktör day üzerinde tabakalama tekniğı ile yığılır, şekillendirilir ve sonunda sinterlenir. Ardından kora lantan bazlı cam infiltre edilir. Bu işlemden erimiş cam yüksek sıcaklıkta kapiller hareketle porlar içine dolar birbiri içine geçmiş iki ayrı ağıdan oluşan bir yapı meydana gelir: kristalin altyapı ve camsı faz. Üç tip kristalin yapı mevcuttur: alūmina (Al_2O_3), magnezya ($MgAl_2O_4$) ve zirkonya-alūmina (12 Ce-TZP- Al_2O_3).

C) Isı ile presleme yöntemi ile üretim: Erimiş seramik ingotlar metal dökümüne benzer bir teknikle dökülürler. Isı ile preslenen seramiklerin birinci nesli güçlendirici kristalin fazı olarak %35-45 kadar lōsit içerirken ikinci nesilde %65 lityum disilikat

kullanılmaktadır Birinci nesilde %9 olan p rozite miktarı ikinci nesil ısı ile preslenen seramiklerde %1'e inerken dayanım iki kat artmıştır.

D) CAD-CAM ile frezeleme yoluyla  retim: Restorasyon için kullanıma hazır tam sertlikteki materyallerin işlendiği “hard machining” ve kısmen sinterize edilmiş materyallerin işlendikten sonra sinterizasyon ile tam sertliğine ulaştığı “soft machining” olmak üzere iki tip üretim yönteminden sözedilebilir. Hard machining yöntemi için feldspar bazlı ve l sit bazlı cam seramik materyalleri mevcuttur. Soft machining için kısmen kristalize lityum disilikat bazlı ve  n sinterlenmiş Y-TZP ve alümina bazlı seramik bloklar üretilmektedir (Denry ve Holloway 2010, Kelly ve Benetti 2011, Miyazaki ve Hotta 2011).

Dental seramikler yapısal olarak değerlendirildiklerinde ise üç ana bölüm halinde sınıflanabilirler: A)cam seramikler, B)partikül dolduruculu camlar ve C)polikristalin seramikler (Kelly 1997, Giordano 2nd 1999).



şekil 1. Mikroyapılarına göre dental seramikler (Kelly ve Benetti 2011)

Kelly 2004 yılında mevcut seramik materyaller hakkında halen geçerli sayılan genel bir tespit yapmıştır: Yüksek estetik özellikler sağlayan materyallerin cam içeriği fazla ve dayanım gücü düşüktür, estetik özellikleri kötü olan altyapı seramiklerin ise

polikristalin içeriği fazla ve dayanımları yüksektir (Kelly 2004). Bu durum klinisyenler için seramikler sözkonusu olduğunda estetik ile dayanıklılık arasında bir seçim yapılması gerektiği anlamına gelir. Araştırmacılar için ise her iki özelliğe de sahip ideal malzemeyi üretme çalışmaları için bir motivasyon oluşturur.

Cam veya polikristal yapıdan oluşan bir matrix yapı içinde doldurucular içeren seramikleri “kompozit yapılar” olarak niteleyen Kelly bunları içerdikleri matrixlere, doldurucu içeriklerine ve bunların oranlarına göre organize etmiştir (Kelly ve Benetti 2011).

Tablo 1. Estetik seramikler ve sınıflandırılması (Kelly ve Benetti 2011)

Estetik Seramikler			
Matrix	Doldurucu	Kullanım alanı	Piyasa adı
Feldspatik cam	Renklendirici ve opasite vericiler (%4-5)	Seramik üzeri veneer	VM7 (Vita), Allceram (Degudent) IPS Empress Esthetic Veneer (Ivoclar)
Feldspatik cam	Lösit (%5-10)	Zirkonyum üzeri veneer	VM9 (Vita) IPS e.max ZirPress, IPS e.max Ceram (Ivoclar) Cercon ceram (Degudent)
Feldspatik cam	Lösit (%17-25)	Metal üzeri veneer	Duraceram, Duceratin, Duceram Plus, Ceramco (Degudent). VM13, VM15, PM9 (Vita). IPS InLine (Ivoclar)
Feldspatik cam	Silikat mineralleri (%40)	Tam seramik kron, inley-onley, lamina	Mark II (Vita) Cerec Blocs (Sirona)
Feldspatik cam	Lösit (%40-50)	Tam seramik kron, inley-onley, lamina	IPS Empress CAD, IPS Empress Esthetic (Ivoclar)

Tablo 1’e ek olarak sözkonusu sınıflandırma sonrasında pazara sunulan iki materyal:

Feldspatik cam	Polimer-PMMA (%25)	Tam seramik kron, inley-onley, lamina	Enamic (Vita)
Lityum silikat cam	Zirkonyum oksit (%10)	Tam seramik kron, inley-onley, lamina	Suprinity (Vita)

Tablo 2. Altyapı seramikleri ve sınıflandırılması (Kelly ve Benetti 2011)

Altyapı Seramikleri				
Matrix	Doldurucu		Kullanım alanı	Piyasa adı
Modifiye feldspatik cam	Lityum disilikat (%70)		Altyapı seramiği (2. Premolara kadar max üç üye), tam seramik kron, inley-onley, zirkonyum üzeri veneer	IPS e.max Press, IPS e.max CAD (Ivoclar) Rosetta (Hassbio)
Silikat cam	Alümina	%70	Altyapı seramiği	In-Ceram Alumina, (Vita)
	Magnezya			In-Ceram Spinell (Vita)
	Zirkonya			In-Ceram Zirconia (Vita)
Polikristalin alümina	Mg (%3)		Altyapı seramiği	In-Ceram AL (Vita). InCoris AL (Sirona). Procera (Nobel Biocare)
Polikristalin zirkonya	Y (%3-5)		Altyapı seramiği	Cercon (Degudent). IPS e.max Zir-CAD (Ivoclar). In-Ceram YZ (Vita). InCoris ZI (Sirona)

2.2. CAI/CAD/CAM sistemleri

2.2.1. Tanımı

CAI/CAD/CAM ‘Computer Aided Impression/Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin baş harflerinin bir araya getirilmesi ile oluşmuş bir kısaltmadır. CAD-CAM sistemi, girilen dijital veri üzerinde tasarım yapmakta ve bunu sisteme bağlı cihazlar ile çeşitli ürünlerin üretimini yapmakta kullanılır. Bilgisayar ile tasarım yapılması hızlı, hassas ve kolaylıkla değiştirilebilen / çoğaltılabilen tasarım ve üretim süreçlerine imkân sağlar.

Günümüzde piyasada bulunan birçok CAI/CAD/CAM sistemi inley-onley dışında kronları ve sabit parsiyel protezleri hem tam morfoloji hem de altyapı olarak üretebilmekte, laboratuvarlarda ve klinikte hasta başı restorasyon yapımında kullanılmaktadır (Miyazaki ve Hotta 2011).

2.2.2. CAI/CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri

CAI/CAD/CAM sistemlerinin işleyişi üç ana çerçevede incelenebilir (Van Noort 2012):

A) Veri Alımı (Computer Aided Impression- CAI): Bilgisayar destekli ölçü

B) Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design- CAD)

C) Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing- CAM)



Şekil 2. CAI/CAD/CAM sisteminin komponentleri (A: CAI, B: CAD, C:CAM)

A) Veri Alımı (bilgisayar destekli ölçü) : Dijital ölçü alan cihazlar kullanım şekline ve çalışma prensibine göre sınıflandırılırlar. Kullanım şekline göre iki tiptir:

Intraoral (ağız içinde bilgisayar destekli ölçü): Optik veya lazer tarayıcı parça ile direk ağız içinden görüntü kaydı alınır (Cerec omnicam-bluecam, Sirona; Planscan, E4D; Lava scan, 3M ESPE; iTero, Aligntech). Konvansiyonel ölçü ve alçı model

dökümü aşamalarını ortadan kaldırarak bu aşamalardaki potansiyel hataları engellemenin yanında maliyet/zaman tasarrufu ve hasta konforu sağlar (Beuer ve ark. 2008, Miyazaki ve Hotta 2011, Abduo ve Lyons 2013).

Extraoral (laboratuarda bilgisayar destekli ölçü): Alçı modelin taranması ile elde edilir (InEos X5, Sirona; Cares, Straumann; Everest, Kavo; Dentscan, Delcam; Katana, Noritake; Cercon - 3Shape, Degudent; Zeno Tec, Wieland) .

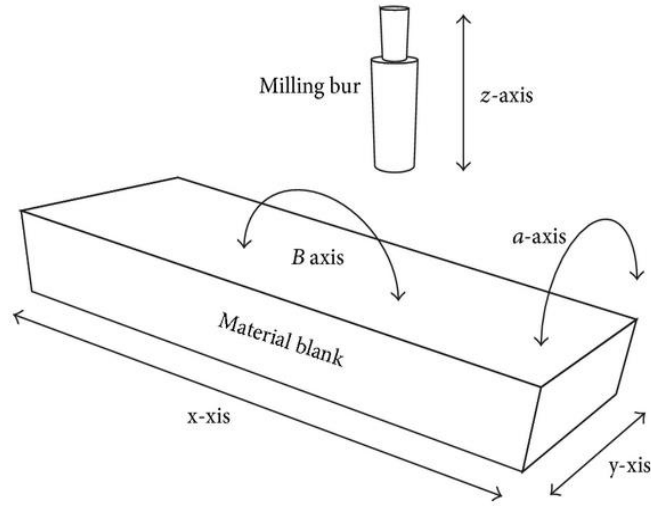
Çalışma prensibine göre ikiye ayrılır: Mekanik tarayıcılar: Kristal bir top cisim üzerine temas ederek veri toplar. Çok detaylı ve başarılı veri elde etmekle birlikte optik cihazlara göre çok daha komplike ve pahalı olan bu sistemin tek uygulayıcısı Procera (Nobel Biocare, İsviçre) sistemidir. Optik tarayıcılar: Işık veya lazer kaynağı ve reseptör ünitenin yerleşim pozisyonlarına göre cisimden yansıma yoluyla elde edilen veriyi üç boyutlu yapıya dönüştürürler (Beuer ve ark. 2008). Lava, Dentscan ve Everest sistemleri beyaz ışık kullanarak tarama yaparken, Cerec, Planscan, Cares, Katana, Cercon, 3Shape ve Zeno Tec lazer tarayıcı kullanırlar.

B) Veri İşleme ve Tasarım (Computer Aided Design- CAD) Tasarım süreci üreticiler tarafından sistemlerle birlikte sunulan yazılımlar ile gerçekleştirilir. Hangi endikasyonların uygulanabileceği ve hangi tip restorasyonların tasarlanabileceği sistemden sisteme farklılık gösterirken yazılımlar sürekli gelişmekte ve yenilenmektedir. Yenilemeler ve en yeni tasarım seçenekleri kullanıcılara program güncellemeleri şeklinde ulaştırılırlar. Tasarım dataları değişik formatlarda kaydedilebilir. Açık sistem olarak nitelenen ve STL (Standard Transformation Language) formatını kullanan sistemler farklı markaların tarayıcı-tasarım-frezleme cihazlarının bir arada kullanılabilmesine imkân sağlarlar; bununla birlikte bazı sistemler kendi data formatlarını kullandıklarından datalar o sistem dışında kullanılamaz, bunlara da kapalı sistemler adı verilir (Beuer ve ark. 2008).

C) Üretim (Computer Aided Manufacturing- CAM) Burada iki farklı üretim konseptinden söz etmek gerekir: Eksiltme tekniği (subtractive manufacturing) blok halinde malzemelerin frezlerle aşındırılarak istenilen yapının üretilmesi esasına dayanır. Daha yakın zamanda ortaya çıkan ilave teknikleri (additive manufacturing) ise

materyallerin genellikle tabaka tabaka bir araya getirilmesi suretiyle üretim yapılması olarak tanımlanır.

Eksiltme tekniğinde CAD yazılımı ile elde edilen üretim verileri frezeleme cihazına gönderilir ve cihaz içine yerleştirilmiş olan blok aşındırılarak restorasyon elde edilir. Cihazlar içlerinde frezlerin ve bloğun hareket edebildiği aks sayısına göre 3,4 veya 5 akslı olarak nitelenirler (Şekil 2.3.) (Abduo ve ark. 2014). Üretim işlemi ofis tipi cihazlar ile klinikte yapılabileceği gibi istenirse veriler yerel veya procera sistemindeki gibi uluslararası laboratuarlara gönderilerek üretim laboratuvarında yapılır bitmiş restorasyonlar kliniğe nakledilir.



Şekil 3. Milleme cihazının aksları (Abduo ve ark. 2014)

İlave teknikleri ile üretim yapılırken toz veya sıvı halindeki materyal her milimetre için 5-20 tabaka halinde olmak üzere üst üste yığılır ve çeşitli yöntemlerle birleştirilir. Eksiltme tekniğine benzer bir işleyici kafa ve platform x,y,z eksenlerinde hareket ederler (Choi ve Chan 2004, Choi ve Cheung 2005). İlave teknikleri prostodontide mum veya rezin modeller üretiminde kullanılabileceği gibi direkt olarak metal,rezin veya seramik restorasyonların elde edilmesinde de kullanılabilir (Webb 2000, Davis 2010, Van Noort 2012). Dişhekimliğinde kullanılan ilave üretim yöntemleri stereolitografi, selektif lazer sinterleme (SLS) ve üç boyutlu baskıdır.

Bu yöntemlerin genel olarak eksiltme tekniklerine göre ayırt edici farkları şunlardır:

- Tabakalama tekniği ile üretim
- Artık materyal yoktur (daha ekonomik)
- Büyük cisimler üretilebilir (fasiyal protezler gibi)
- Kuvvet uygulanmadan pasif yığılma ile üretim (frezlemeye bağlı potansiyel riskler yoktur)
- İnce detaylar başarı ile verilebilir

Ekleme tekniklerinin dişhekimliğindeki kullanımı henüz başlangıç safhasındadır fakat bu alandaki gelişmeler değerlendirildiğinde yakın gelecekte rutin kullanımda yaygınlaşmaları beklenmektedir (Abduo ve ark. 2014).

2.2.3. CAI/CAD/CAM sistemlerinin materyalleri ve endikasyonları

Dişhekimliği klinik pratiğinde CAI/CAD/CAM kullanımında genellikle eksiltme tekniği yani frezeleme yöntemi ile üretim yapan sistemler tercih edilir. Ekleme tekniği ile üretim yapan sistemler büyük ölçekli laboratuvar kullanımları için daha uygundur. Bu çalışmamızda kullandığımız eksiltme tipi üretim yapan CAI/CAD/CAM sistemlerinin üreticilere göre değişebilmekle birlikte genel olarak üretebildikleri restorasyon tipleri ve kullandıkları materyaller tablo 3. de listelenmiştir.

Mevcut malzemeler içinde cam seramikler klinik kullanımda en yaygın olarak tercih edilenidir. Ekonomik oluşları, kolay ve hızlı üretim yapılabilmesi, estetik başarıları, konvansiyonel olarak renklendirme-ekleme ve glazür yapılabilmeleri ve adeziv simantasyonlarının başarısı cam seramikleri öne çıkarır. Ancak kullanım alanları tek kronu ilgilendiren restorasyonlarla sınırlıdır (Miyazaki ve Hotta 2011).

Tablo 3. Güncel sistemlerde uygulanabilen restorasyon tipleri ve materyalleri

	Feldspatik cam seramikler	Lityum disilikat	Seramik dolduruculu rezinler	Zirkonyum oksit /alimünyum oksit	İnfiltrasyon seramikler	Polimerler	Metaller
Tek diş restorasyon (İnley-onley, kron, endokron, lamina)	+	+	+				
Tam kalınlık SPP		+		+			
Veneerleme materyali	+	+	+				
Kron altyapı		+		+	+		+
SPP altyapı				+	+		+
Geçici kron						+	
İmplantüstü Abutment				+			+
Bar- ataçman				+			+
Model						+	

Yakın geçmişte kron ve SPP üretimlerinde polikristalin seramik altyapıların ve estetik veneerleme porseleninin CAI/CAD/CAM sistemi ile hazır bloklardan ayrı ayrı üretilmeleri ve bu iki yapının adeziv simante edilerek kullanılmaları konsepti ortaya atılmış ve uygulamaya girmiştir (Luthardt ve Johannes 2007). Bu konsept laboratuvar aşamasını tamamen ortadan kaldırarak manuel üretimin potansiyel hatalarını elimine etmekte ve porselenin chippingi gibi bir sorun olması halinde eldeki veri ile üstyapının tekrar kolayca elde edilebilmesine imkân sağlamaktadır (Miyazaki ve Hotta 2011).

2.3. Zirkonya seramikler

2.3.1. Zirkonya'nın yapısı ve özellikleri

Periyodik cetvelde geçiş elementleri arasında olan Zirkonyum sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan, metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Adını altın rengi anlamına gelen farsça “Zargon” kelimesinden alır. Yer kabuğunun % 0,028’ini teşkil eden zirkonyum doğada bakır, nikel, kalay, kurşun, cıva ve çinkonun toplamlarından daha fazla bulunmaktadır. Bununla birlikte doğada hiçbir zaman tek başına serbest metal olarak bulunmaz. Yapısında her zaman 50/1 oranında Hafnium elementi bulunur. (Sailer ve ark.) Oda sıcaklığında (25 °C, 298 °K) gümüşümsü-beyaz renkte ve katı bir haldedir. Ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C’dir.



Şekil 4. Zirkonyum dioksit (Baddeleyit - ZrO_2)*



Şekil 5. Zirkon ($ZrSiO_4$)*

* (<http://webmineral.com/specimens>)

Literatürlerde kullanılan Zirkonyum, Zirkon ve Zirkonya terimlerinin açıklanması gerekir. Zirkonyum kimyasal elementin adıdır. Bilinen mineralleri Zirkon adıyla anılan zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve Zirkonya, zirkonyum oksit veya Baddeleyit adlarıyla anılan zirkonyum dioksittir (ZrO_2).

Sonuç olarak Zirkon ($ZrSiO_4$) ve zirkonya (ZrO_2) birbirlerinden farklı iki kimyasal bileşiktir. Tıpta ve dişhekimliğinde zirkonyum’un bir minerali olan zirkonyadan elde edilen zirkonya seramikleri kullanılır. Zirkonyum dioksit ilk olarak

1789 yılında kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından zirkon taşının ısıtılmasıyla elde edilmiş olup; izole edilmesi ise 1824 yılında kimyager Jöns Jacob Berzelius tarafından gerçekleştirilmiştir. Biyomateryal olarak kullanılabilmesi için kimyasal işlemlerle saflaştırılması gerekmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Hisbergues ve ark. 2009, Bultan ve ark. 2011).

Zirkonya medikal kullanımının öncesinde uzun seneler diğer oksitlerle birlikte seramikte renklendirici olarak kullanılmıştır (Denry ve Kelly 2008).

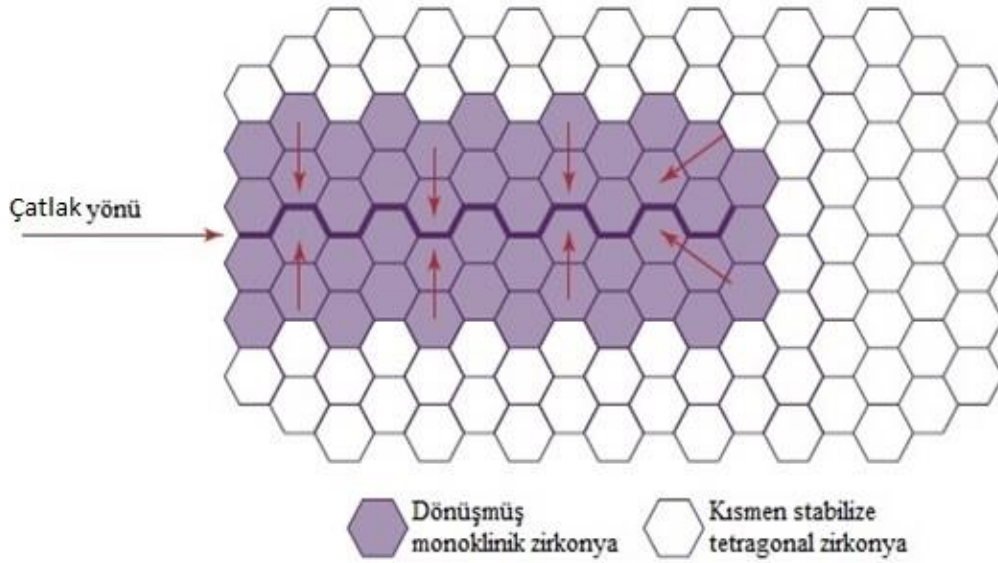
Tablo 4. Y-TZP'nin mekanik özellikleri (Piconi ve Maccauro 1999)

Y-TZP			
Kimyasal yapı	$ZrO_2 + 3 \text{ mol } \% Y_2O_3$	Young modülü	210 GPa
Yoğunluk	$> 6 \text{ g/cm}^3$	Kırılma tokluğu	$7-10 \text{ MPa m}^{-1}$
Porözite	$< 0.1 \%$	Termal genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-1} \text{ K}^{-1}$
Eğilme dayanımı	900-1200 MPa	Termal iletkenlik	2 W mK^{-1}
Basma dayanımı	2000 MPa	Sertlik	1200 HV

Zirkonya polimorfik bir malzemedir ve monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (C) olmak üzere üç farklı form halinde bulunur. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır. 1170 °C'ye kadar stabildir ve bu formda kalır. Bu sıcaklığın (1170 °C) üzerine çıkıldığında tetragonal faza geçer. 2370 °C'nin üzerine çıkıldığında ise kübik faza geçer, 2680°C olan ergime noktasına kadar bu fazda kalır. Soğuma sırasında ise 950 °C civarında T-M faz değişimi gerçekleşir ve bu değişime % 3-4 kadar bir hacimsel genleşme eşlik eder. Saf zirkonya sinterleme sonrası soğurken bu genleşmenin sebep olduğu stresler sebebiyle parçalara ayrılır (Piconi ve Maccauro 1999).

Saf zirkonya kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yitrium ve cerium gibi metal oksitlerin ilavesiyle tetragonal fazda stabilize edilebilir (Denry ve Kelly 2008). Yttrium oksit ilave edilmesi ile zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edildiği forma Y-TZP (yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri) adı verilir (Gupta ve ark. 1977).

Ne var ki bu ancak kısmi bir stabilizasyondur, zirkonya hala faz değiştirme (metastaz) potansiyeli taşımaktadır. Lokalize kuvvetler, aşındırma veya kumlama gibi dış kaynaklı stresler veya termal etkiler kristallerin monoklinik faza dönüşmesine neden olabilir. Bu dönüşüme % 3-4 hacim artışı eşlik eder. Mikroçatlak varlığında çatlak çevresinde oluşan streslere bağlı dönüşüm geçiren kristaller büyüyerek mikroçatlağı kapatırlar; bu fenomene “dönüşüm toklaşması (transformation toughening)” adı verilir. (Sakaguchi ve Powers 2012). Dönüşüm toklaşması sonucu yüzeyde ortaya çıkan kompresyon gerilimleri materyalin dayanımı artırır, fakat faz değişiminin derine ilerlemesi yapı üzerinde katastrofik etki yapabilir (Piconi ve Maccauro 1999).



Şekil 6. Zirkonya faz değişimi (Sakaguchi ve Powers 2012)

Düşük termal iletkenlik özelliği protetik kullanımında bir avantaj oluşturan zirkonyanın hiç cam içeriği yoktur, atomları düzenli ve sıkı yerleşmiştir; bu yüzden kırık oluşması zordur ve cam seramiklere göre çok daha güçlüdürler. Aslında mekanik özellikleri açısından paslanmaz çelik ile benzerlik gösterir (Piconi ve Maccauro 1999). Garvie 1975’de zirkonyanın iyi mekanik özelliklerini “seramik çelik” kavramıyla açıklamıştır (Garvie ve ark. 1975).

Tablo 5. Zirkonya ve bazı biyomedikal malzemelerin karşılaştırılması (Piconi ve Maccauro 1999)

Materyal	Titanyum alaşımı (Ti₆Al₄V)	Paslanmaz çelik (316 SS)	Krom-kobalt alaşımı (CoCr)	Y- TZP	Alümina
Young modülü (GPa)	110	200	230	210	380
Dayanım (Mpa)	800	650	700	900-1200	> 500
Sertlik (HV)	100	190	300	1200	2200

Bakteri tutulumu restorasyonların marjinal infiltrasyon veya periodontal sorun ile karşılaşmaları açısından önemli bir kriterdir. Çeşitli invitro ve invivo çalışmalar zirkonya yüzeyinin titanyuma oranla daha az bakteri tutulumu gösterdiğini ortaya koymuştur (Rimondini ve ark. 2001, Scarano ve ark. 2004, Kantorski ve ark. 2009). Zirkonya biyouyumlu bir materyal olarak nitelendirilir ve alümina ve titanyum gibi diğer restoratif materyallere göre daha az doku cevabı alır. (Ichikawa ve ark. 1992, Warashina ve ark. 2003).

Zirkonya’nın medikal alanda kullanımı ile ilgili ilk çalışmalar 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından yapılmıştır. Christel ve ark kalça protezlerinde zirkonya kullanılması fikrini 1988 yılında ortaya atmasından günümüze kadar ağırlıkla A.B.D. ve Avrupa ülkelerinde olmak üzere 600.000’den fazla total kalça protezi için zirkonya femur başı kullanılmış fakat 2001 yılında yaşanan bir dizi başarısızlık sonrasında

ortopedik cerrahide kullanımı %90'dan fazla oranda azalmıştır (Helmer ve Driskell 1969, Christel ve ark. 1988, Chevalier 2006).

2.3.2. Dişhekimliğinde zirkonya seramikler

Estetik materyallere olan ilginin artmasıyla birlikte restoratif materyal olarak önem kazanan zirkonya; başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali haline gelmiştir (Raigrodski 2004). Y-TZP seramikler üstün mekanik özelliklere sahip olmaları, biyouyumluluk, ince partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilme, ısısal iletkenliğin düşük olması ile birlikte hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önleme gibi avantajları sayesinde sabit protetik altyapılarda tercih edilen bir malzeme olmaktadır (Raigrodski 2004, Sundh ve ark. 2005).

Birçok zirkonya içerikli seramik sistemi mevcut olmakla birlikte dişhekimliğinde kullanılan üç çeşitten söz edilebilir; A) İttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) B) Magnezyum katyonlu kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve C) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)

A) Yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP). Biomedikal amaçlı zirkonya genelde stabilizör olarak %3 yttrium (Y_2O_3) içerir (Piconi ve Maccauro 1999). 1990'larda dişhekimliği alanında kullanılmaya başlayan Y-TZP seramikler önceleri endodontik post, braket ve implantlar için bireysel abutment üretiminde kullanılırken günümüzde protetik dişhekimliğinde kron ve SPP restorasyon altyapılarının ve son zamanlarda monolitik restorasyonların üretiminde tercih edilen bir materyal haline gelmiştir (Luthardt ve ark. 2004). Protetik restorasyonlar gerek ön sinterleme yapılmış blokların frezeleme sonrası sinterlenmesi yoluyla gerekse tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi yoluyla üretilirler (Luthardt ve ark. 1997). Piyasada mevcut presinterize Y-TZP blokların tam sinterizasyon işlemi üreticiye göre değişmekle birlikte, sinterizasyonun 1350-1550 °C aralığında yapılması önerilir. Soft machining ile üretilen ve sonra sinterize edilen restorasyonlar eğer aşındırma veya

kumlama uygulanmamışsa strese bağılı faz değişimi yaşamayacak ve neredeyse hiç monoklinik faz içermeyecektir. T-M faz değişimine bağılı dönüşüm toklaşması ve yüzeyde neden olduğu kompresif stresler dayanımı arttırdığı halde materyalin uzun dönem performansını dūřürdüęü için ve yüzey kusurlarına neden olmamak adına birçok Y-TZP üreticisi aşındırma ve kumlama işlemlerini dental uygulamalar için önermezler (Denry ve Kelly 2008).

Tam sinterize bloklardan hard machining ile üretilen restorasyonlar ise önemli oranda monoklinik faz içerirler (Guazzato ve ark. 2004). Bu durum ise genellikle yüzeyde mikroçatlaklar, bozunma eğiliminin artması ve malzeme güvenilirliğinin azalması ile ilişkilendirilir (Huang 2003).

Çeřitli kaynaklar zirkonya yapıların yüzey işlemleri sonrası 900-1000 °C aralığında 15 dk- 1 saat süreyle pişirilmesinin (rejenerasyon sinterlemesi) monoklinik kristallerin tekrar tetragonal forma dönmesini sağladığını bildirmiştir (Kosmac ve ark. 2000, Guazzato ve ark. 2005, Fischer ve ark. 2008). Bu durumda yüzeydeki kopresif basınçlar azalacağı için dayanımda da dūřme olur. Bundan dolayı restorasyon yapımı sırasında veneer porseleni için uygulanan pişirme işlemlerinin aynı değişimleri indüklemesi muhtemeldir. Yalnız faz değişiminin geri dönmesinin çatlakların da iyileşmesi anlamına gelmediği unutulmamalıdır (Denry ve Kelly 2008).

B) Magnezyum katyonlu kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ). Biyomedikal uygulamalar için Mg-PSZ üzerine önemli miktarda araştırma yapılmış olmasına karşın, Mg-PSZ temel olarak porözite ve büyük gren boyu ile ilgili sorunlar yüzünden başarılı olamamıştır (Green ve ark. 1989). SiO₂ içermeyen Mg-PSZ parçacıklarının elde edilememesi tanecikler içindeki Mg oranını dūřürür ve T-M faz değişimini tetikler. Bu durum mekanik özelliklerin bozulmasına ve materyalin daha az stabil olmasına yol açar. Ayrıca sinterlenme ısısının (1680-1800°C) ok yüksek olması ve buna bağılı olarak özel fırınlar gerektirmesi kullanımını sınırlandırır (Leach 1987, Piconi ve Maccauro 1999, Denry ve Kelly 2008) . Piyasada bulunan bir örneği olan Denzir-M (Dentronic AB) tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi (hard machining) yöntemini uygulamaktadır.

C) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA). Zirkonyanın stres altında faz değiştirme özelliğinden fayda sağlayabilmek amacıyla alümina bir matrix içine yerleştirilmesi fikri zirkonya ile güçlendirilmiş alümina'yı (ZTA) doğurmuştur (Lange 1982). Piyasada var olan bir örneği olan In-Ceram Zirconia (VITA) sisteminde In-Ceram Alümina (VITA) içine %12'lik seryum ile stabilize edilmiş %33 oranında zirkonya (12Ce-TZP) eklenmiştir (Guazzato ve ark. 2004).

ZTA restorasyonlar, slip-cast ya da CAI/CAD/CAM teknikleri ile üretilmektedir. İlk olarak 1100°C'da 2 saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltrasyon işlemi uygulanır. Bu işlem sonunda yapı %23 oranında cam faz içerir. Slip-cast tekniğinin bir avantajı çok az bir miktarda büzülme olmasını sağlar fakat %8-11 arası değişen porozite miktarı sinterlenmiş Y-TZP'dekinden fazladır (Guazzato ve ark. 2002). Bu durum ise ZTA seramiklerinin mekanik özelliklerinin Y-TZP'den daha zayıf olmasını kısmen açıklar (Guazzato ve ark. 2004). Bununla birlikte seryum ile stabilize edilmiş zirkonya, 3Y-TZP seramiklere oranla benzer koşullarda daha iyi termal stabilite ve düşük ısı bozulmasına karşı daha fazla dayanım gösterir (Tsukuma ve Shimada 1985, Tsukuma 1986).

CAI/CAD/CAM tekniği için üretilen ZTA'nın daha iyi mekanik özellikler göstermesi beklenirken Guazzato ve ark yaptıkları çalışmada slip-cast tekniği ile hazırlanan In-Ceram Zirconia'nın bükülme direncini (630 ± 58 Mpa) CAI/CAD/CAM tekniği ile üretilen örneklerin bükülme direncinden (476 ± 50 Mpa) önemli derecede daha yüksek bulmuşlardır (Guazzato ve ark. 2005).

2.3.3. CAI/CAD/CAM sistemi ile kullanılan Y-TZP bloklar

Ön sinterleme yapılmış Y-TZP bloklar'ın direkt frezelenmesi 2001 yılında geliştirilen bir yöntemdir, son yıllarda dişhekimliğinde hızla popüler olmakta ve giderek artan sayıda üretici tarafından sunulmaktadır (Filser ve ark. 2003, Miyazaki ve Hotta 2011). Yöntemi kısaca özetlemek gerekirse prepare edilmiş diş veya bir alçı die taranır, bilgisayar yazılımı kullanılarak büyütülmüş bir restorasyon tasarlanır (CAD) ve bilgisayar destekli bir cihazla ön sinterlenmiş seramik blok freze edilir. Daha sonra yüksek sıcaklıkta sinterleme uygulanır. Tarama işleminin nasıl yapıldığına ve Y-

TZP'nin yaklaşık %25 olan sinterleme büzülmesinin ne şekilde telafi edildiğine göre farklı varyasyonlar mevcuttur.

Tipik olarak üretim sırasında Y-TZP tozunun preslenebilmesi için bir bağlayıcı madde eklenir ve bu bağlayıcı madde  n sinterleme sırasında elimine olur. Zirkonya tozu soğuk presleme ile blok haline getirilir. Bu sıkı tırılmı  tozun gren boyu ve porözite oranı çok küçüktür (Filser 2001).

 n sinterleme çok hassas ve üretici tarafından özellikle ısınma hızı ve final sıcaklığı açısından dikkatle kontrol edilmesi gereken bir işlemdir. Isınma hızının çok fazla olması bağlayıcı maddenin eliminasyonu sırasında oluşan yanma ürünleri blokta çatlamaya neden olabilmektedir, bu sebeple yavaş ısınma tercih edilir.  n sinterleme sıcaklığı bloğun sertliğini ve i lenebilme  zellikli ini etkiler. Blo un ne frezelenme sırasında kırılacak kadar yumuşak, ne de i lenemeyecek kadar sert olması gerekir (Denry ve Kelly 2008).  n sinterleme sıcaklığı aynı zamanda yapının yüzey pürüzlülüğünü de etkiler. Ne kadar yüksek sıcaklık kullanılırsa yüzey pürüzlülüğü o kadar fazla olur. Bu sebeple doğru sıcaklık seçimi kritik önemdedir (Filser 2001). Üretim sonrası her bloğun yoğunluğu dikkatle ölçülür ve buna göre belirlenmiş bir barkod ile kodlanır. CAD yazılımı ise bu kodlara göre sinterleme büzülmesini hesaba katarak restorasyonun ne kadar büyük hazırlanaca ını belirler (Filser ve ark. 2003, Raigrodski 2003).

Tam yoğunluğunun en az %95'ine ulaşacak şekilde sinterleme uygulanmış blokların frezelenmesiyle restorasyon üretilmesi işlemine hard machining adı verilir. Bloklar 1400-1500  C arası sıcaklıkta inert gaz atmosferinde sıcak izostatik presleme (HIP) adı verilen bir yöntem ile üretilirler (Sundh ve ark. 2005, Piconi ve ark. 2006). Bu blokların sertlik derecesi çok yüksek ve işlenmesi zor olduğu için frezelenmeleri için özel tasarlanmış, kalın grenli frezler içeren çok güçlü sistemler gerekir. Bilindiği gibi tüm yüzey işlemleri Y-TZP yüzeyinde bir miktar T-M faz dönüşümünü tetiklerler, ayrıca kalın grenli frezlerle yapılan aşındırma derin defektlere sebep olabilir. Söz konusu etkiler ise restorasyonların uzun dönem başarısı hakkında soru işaretlerine sebep olurlar (Guazzato ve ark. 2005, Curtis ve ark. 2006).

Tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi işleminin materyal üzerine olumsuz etkilerinin göz önüne alınması ile birlikte hard machining işleminin ön sinterlenmiş yumuşak blokların frezelenmesine oranla daha uzun sürmesi ve cihazların yıpranma payının yüksekliğinin ekonomik açıdan birim üretim maliyetlerini yükseltmesinin de soft machining yönteminin daha çok tercih edilmesinde etken olduğu söylenebilir (Manicone ve ark. 2007, Denry ve Kelly 2008).

2.3.4. Y-TZP yapıların sinterlenmesi

Restorasyonların sinterlenmesi işlemi çok dikkatli ve kontrollü yapılmalıdır. Genellikle bunun için özel programlanmış zirkonya fırınları kullanılır. Büzülme yaklaşık 1000°C’de başlar ve hacmen %25-30 kadar gerçekleşir. Maksimum sinterleme sıcaklığı ise üreticilere göre değişmekle birlikte 1350°C - 1550°C aralığındadır ve 2-8 saat devam eder ve materyal maksimum yoğunluğunun %99’undan fazlasına ulaşır. Deformasyonu önlemek için sinterlenecek restorasyonlar fırın içinde zirkonya boncuklar üzerine yerleştirilirler (Denry ve Kelly 2008).

Daha önce de belirtildiği gibi sinterleme sıcaklığı ve süresi gren boyu üzerinde etkilidir, sinter sıcaklığı yükselirse nihai gren boyu büyür (Matsui ve ark. 2003), 1600 °C üzerindeki sıcaklıklarda zirkonya içinde boşluklar oluştuğu bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark. 2013). Chevalier ve arkadaşları 1500 °C’lik sinter sıcaklığı ve 5 saatlik sinter süresi kullanıldığında seramik içindeki kübik faz miktarının arttığını göstermiştir. Kübik taneciklerin varlığı ise seramiğin yaşlanma direncini olumsuz etkiler (Chevalier ve ark. 2004). Bu olgu bize sinterleme aşamasının kontrollü ve doğru yapılmasının önemini gösterir. Sinterleme süreci ilgi çeken bir konudur çünkü sinterleme süresinin kısalması, zirkonya protezlerin üretim süresini kısıltacağı için avantaj sağlayacaktır, ayrıca sinter sıcaklığını değiştirerek zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi de merak konusudur. Bir çalışmada sıcaklık 1500 °C’de sabit iken sinter süresinin 3 saatten 95 dakikaya indirilmesinin mekanik özellikleri etkilemediği bulunmuştur (Hjerpe ve ark. 2009).

2.3.5. Y-TZP yapıların veneerlenmesi ve etkileri

Sinterlenmiş zirkonya altyapılar daha sonra porselen ile veneerlenirler.

Birçok üretici zirkonya üzerine veneerlemek için özel porselenler üretmiştir. Bu sistemler bağlantıyı arttırdığı ileri sürülen astar materyalleri içerir ve porselenlerin termal genleşme katsayısı genellikle zirkonyuma göre biraz düşük olacak şekilde belirlenir. Bu yaklaşım birçok metal destekli seramik ve zirkonya içermeyen tam seramik sistemi için de geçerlidir (Denry ve Kelly 2008).

Pak ve arkadaşları 2010 yılındaki çalışmalarında porselen veneerleme işleminin zirkonya kron altyapılarının marjinal uyumlarını etkilediğini bulmuşlardır. Bunun sebebi olarak porselen parçacıklarının zirkonya üzerindeki boşluklara penetre olduklarını ve altyapı üzerinde kompresif kuvvetler oluşturduğunu savunmuşlardır (Pak ve ark. 2010). Porselen veneerleme işleminin metal altyapılı, zirkonya altyapılı veya ısı ile preslenen tam seramik restorasyonlarda marjinal uyuma etkisi olduğunu gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur (AL-Hariri 2010, Kohorst ve ark. 2010, Cho ve ark. 2012, Contrepois ve ark. 2013, Tamac ve ark. 2014).

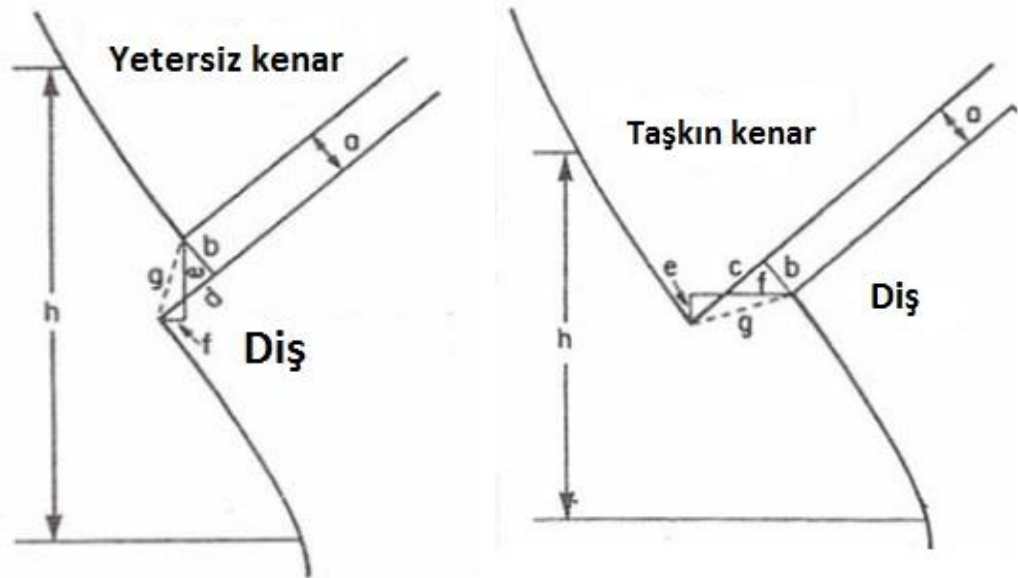
Bunun ötesinde zirkonya seramik altyapılar veneerleme işlemi sırasında 900 °C civarı sıcaklıklarda tekrarlayan fırınlamalara tabi tutulurlar. Zirkonya bu ısınma ve soğuma döngüleri sırasında malzemenin mekanik özelliklerini ve uzun dönem davranışını etkileyebilecek değişimler yaşar (Oilo ve ark. 2008, Nakamura ve ark. 2012).

Bu değişimler içinde en çok incelenmiş olanı M-T faz dönüşümü ve bunun malzeme dayanımına olan etkisidir. Eğer zirkonya altyapı sinterleme sonrasında aşındırma ve kumlama gibi yüzey işlemleri gördüyse bu bölgelerde T-M faz değişimi ve moleküllerin hacim artışına bağlı olarak kompresif gerilimler oluşacaktır. Bu gerilim mekanik olarak malzeme dayanımının ve yüzey sertliğinin artmasını sağlar. Veneer porselen yapımı sırasında uygulanan fırınlama bu faz değişiminin geri dönmesini yani monoklinik kristallerin tekrar tetragonal yapıya dönüşmesini indükler. Bunun sonucu olarak kompresif gerilim azalır, dayanım ve sertlikte düşme görülür. Polisaj yapılmış

veya işlem görmemiş sadece freze edilmiş zirkonya yapılarda böyle bir durum gözlenmez (Guazzato ve ark. 2005, Oilo ve ark. 2008, Nakamura ve ark. 2012).

2.4. Sabit Protetik Restorasyonlarda Marjinal Uyum

Diş hekimliğinde sabit protetik restorasyonların marjinal uyumları ile ilgili kesin tanımlamalar uzun süre yapılmamıştır. Literatürlerde marjinal uyumu tanımlayan ve farklı teknikler kullanarak ölçen ve farklı sonuçlarla karşılaşıl原因 bir çok çalışma mevcuttur (Weaver ve ark. 1991). Bu durumun bir sebebinin kenar uyumunu ölçmek için kullanılan referans noktaları ve uyumu tanımlayan terminolojinin, farklı araştırmacılara göre değişkenlik göstermesi olduğu düşünülür (Holmes ve ark. 1989). Holmes ve arkadaşları 1989 yılında yayınladıkları çalışma ile bu konudaki terminolojiye bir açıklık getirmeyi amaçlamıştır, oluşturdukları terminoloji genel kabul görmüştür ve halen kullanılmaktadır (Groten ve ark. 2000) (Şekil 7).



Şekil 7. Marjinal ölçümler için tanımlayıcı parametreler (Holmes ve ark. 1989)

- a) internal aralık: Kronun iç yüzeyinden preparasyonun aksiyel duvarına olan uzaklık
- b) marjinal aralık: İnternal aralıktaki ölçümün marjinde yapılması
- c) taşkın marjin: Marjinal aralıktan kron marjinine olan yatay mesafe

- d) dar marjin: Marjinal aralıktan dışın preperasyon kenarına olan dikey mesafe
- e) vertikal marjinal uyumsuzluk: Giriş yoluna paralel olarak ölçülen vertikal marjinal uyumsuzluk
- f) horizontal marjinal uyumsuzluk: Giriş yoluna dik olarak ölçülen horizontal marjinal uyumsuzluk
- g) mutlak marjinal uyumsuzluk: Marjinal aralığın c veya d ile oluşturduğu üçgenin hipotenüsüdür. Taşkınlık veya darlık yoksa marjinal aralık ile aynı değerdedir.
- h) oturma uyumsuzluğu: Diş ve restorasyon üzerinde seçilmiş noktalar üzerinden ölçülen ve giriş yoluna dik olan oturma hatası

2.4.1. Marjinal uyumun önemi

Restorasyonun marjinal uyumu uzun dönem başarısı için en önemli şartlardandır (Holmes ve ark. 1989). Diş yapısı ve restorasyon arasındaki marjinal uyumsuzluğun sonucu olarak açıkta kalan siman tabakasının ağız sıvılarının etkisi ile çözünür, diş yapısı ve restoratif materyal arasındaki boşluktan bakteri, sıvı, molekül ve iyon geçişini sağlayan mikrosızıntı gerçekleşebilir. Çözünen siman ile oluşan boşluk plak birikimi için uygun bir alan oluşturur. Plak ve mikro sızıntının periodontal hastalıklar, marjinal renklenme, postoperatif hassasiyet, sekonder çürük, pulpa enflamasyonu ve nekrozu gibi olası sonuçları mevcuttur.

Hunter ve Hunter yayınladıkları derleme ile marjinal uyumun kronların uzun dönem başarısında anahtar rolü oynadığını belirtmiştir (Hunter ve Hunter 1990). Marjinal uyumun iyi olması gingival irritasyonun (Sorensen ve ark. 1986, Felton ve ark. 1991) siman bozunmasının, ikincil çürüklerin ve marjinal renklenmenin (Gavelis ve ark. 1981, Jacobs ve Windeler 1991) daha az görülmesini sağlayacaktır.

Mikrosızıntı varlığı sabit protetik restorasyonların uzun ömürlü olmasında en belirleyici faktörlerden biridir (Lui 1980, Toman ve ark. 2007). Çalışmalar marjinal aralık miktarı ile mikro sızıntı arasında bir ilişki olduğunu göstermektedir. Aralık

büyüdükçe mikro sızıntı riski artmaktadır (Yeo I. S. 2003, Yüksel ve Zaimoğlu 2011). Farklı görüşler olsa da klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralığın üst sınırının 120 mikron olması gerektiği konusunda genel bir kabul mevcuttur (McLean 1971, Belser ve ark. 1985, Lozano 2003).

2.4.2. Marjinal uyumu etkileyen faktörler

Sabit protetik restorasyonların marjinal uyumunu etkileyen faktörler şunlardır: Basamak şekli (AL-Hariri 2010, Han ve ark. 2011); porselen veneerleme işlemi (AL-Hariri 2010, Kohorst ve ark. 2010, Cho ve ark. 2012; Contrepolis ve ark. 2013, Tamac ve ark. 2014); preparasyon aksiyel eğimleri (Shillingburg ve ark. 2012); die spacer (siman aralığı) miktarı; simantasyon işlemi ile ilgili simanın tipi, siman viskozitesi, uygulama yöntemi ve basınç gibi değişkenler (Holmes ve ark. 1992, Shearer ve ark. 1996, Anusavice ve ark. 2012).

2.4.3. Marjinal uyum ölçüm yöntemleri

Sabit protetik restorasyonların marjinal uyumunu ölçmek için kullanılan yöntemler A) direkt mikroskobik inceleme B) simante edilmiş örneklerden kesit alınması C) silikon replika tekniği D) laser videografi E) profilometri F) mikrotomografi / mikroct'dir (Contrepolis ve ark. 2013).

A) Direkt mikroskobik inceleme en yaygın kullanılan yöntemdir. İki önemli dezavantajı vardır: birincisi referans noktalarının tespiti zor olabilir, ikincisi ise dijital görüntü üzerinden ölçüm yapıldığında projeksiyon hatası oluşabilir (Groten ve ark. 1997, Groten ve ark. 2000).

B) Simante edilmiş örneklerden kesit alınması ve kesik parçanın mikroskop ile görüntülenmesi yoluyla yapılır. Bu tekniğin dezavantajı her örnekten sınırlı sayıda kesit alınabilmesi ve ölçüm yapılabilmesidir.

C) Silikon replika tekniğinde abutment ve restorasyon arasına light body silikon yerleştirilerek diş ve restorasyon arasındaki boşluğun silikondan bir kopyası elde

edilir. Bu silikon replikadan istenilen şekilde kesitler alınarak mikroskop altında incelenir. Bu tekniğin en büyük dezavantajı da yine sınırlı sayıda ölçüm yapılabilmesidir (Contrepolis ve ark. 2013).

D) Laser videografi yönteminde yine bir silikon replika elde edilir ve die ile birlikte videografik yöntemle dijitalize edilir. Bu yöntem sıklıkla internal aralık ölçümlerinde kullanılır fakat marjinal aralık ölçümleri için referans noktalarının belirlenmesi konusunda güvenilir değildir (Luthardt ve ark. 2004, Laurent ve ark. 2008, Moldovan ve ark. 2011).

E) Profilometri esas olarak yüzey pürüzlüğü ölçümü için geliştirilmiş bir teknik olmakla birlikte marjinal uyum ölçümlerinde kullanılabilir. Bu yöntemle sadece mutlak marjinal uyumsuzluk miktarı indirekt olarak ölçülebilir ve sonuçları yanlış yorumlamalara açıktır (Zinelis 2009).

F) Mikrotomografi / mikroct yöntemi ile die ve restorasyon arasındaki boşluğun iki ve üç boyutlu görüntüsü elde edilebilir. Dişe ve restorasyona zarar vermeden uygulanabilen bu yenilikçi teknikle marjinal alanda büyük ölçekli görüntüler üzerinde çok sayıda ve güvenilir ölçümler yapılabilmesi mümkündür (Seo ve ark. 2009, Zinelis 2009, Borba ve ark. 2011).

Bahsi geçen ölçüm yöntemlerinden silikon replika ve laser videografi yöntemleri *invivo* ölçümlerde de kullanılabilirken diğer yöntemler sadece *invitro* olarak kullanılabilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

İnvitro bir araştırma olan çalışmamızda tüm örneklerin hazırlanması ve ölçümler Yüzüncü Yıl Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D ve fakültemiz araştırma laboratuvarında, sinterizasyon işlemleri yine fakültemiz araştırma laboratuvarı ve Sirona Dental Türkiye ofisinde yapılmıştır.

Farklı sinterleme prosedürlerinin ve tekrarlayan fırınlama işlemlerinin zirkonya altyapıların boyutsal stabiliteleri ve marjinal uyumu üzerindeki etkilerini incelemek amacı ile yapılan bu çalışmada toplam 72 adet Y-TZP kron altyapısı ölçüm mikroskobu ile değerlendirilmiştir.

Tablo 6. Çalışmada kullanılan materyaller, isim ve üreticileri

Materyal	İsim	Üretici
Akrilik diş	KaVo EWL	Kavo Dental Gmbh Biberach, Almanya
C-Silikon	Optosil, Xantopren	Heraus Gmbh, Hanau,Almanya
Model Rezini	GC Pattern Resin LS	GC Europe N.V., Leuven, Belçika
Cri-Ni alaşımı	Torr 120	Torr Dental, İstanbul, Türkiye
Extraoral tarayıcı	CEREC InEos Blue	Sirona, Bensheim, Almanya
CAD yazılımı	CEREC InLab SW 4.2	Sirona, Bensheim, Almanya
Çoklu freze yazılımı	InLab Stack	Sirona, Bensheim, Almanya
CAM cihazı	InLab MCXL	Sirona, Bensheim, Almanya
Presinterize Y-TZP bloklar	InCoris ZI (40/19, F1)	Sirona, Bensheim, Almanya
Ölçüm mikroskobu	TM 505	Mitutoyo, Tokyo, Japonya
Mikrometre	Digimatic Series 164	Mitutoyo, Tokyo, Japonya
Sinter fırını	InFire HTC, InFire HTC speed	Sirona, Bensheim, Almanya
Porselen fırını	Programat EP3000/G2	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

3.1. Çalışma modelinin hazırlanması

Zirkonya altyapıların hazırlanmasında ve marjinal uyum ölçümlerinde kullanacağımız modelin üretilmesi için sağ alt 6 numaralı (46) bir akrilik diş (KaVo EWL, Kavo Dental GmbH Biberach, Almanya) seçildi. Seçilen diş yüksek hızlı türbin ve elmas frezler kullanılarak tam seramik kron için prepare edildi. Preparasyonda 1 mm genişliğinde chamfer basamak, 12° (6+6) açılı aksiyel duvarlar ve 1,5 mm oklüzal redüksiyon uygulandı (Şekil 8.).



Şekil 8. Prepare edilmiş akrilik diş

Marjinal uyum ölçümü için kullanılacak referans noktalarını elde etmek amacıyla metal bir kalıp kullanılarak akrilik dişin içine gömüldüğü bir mum model elde edildi (Şekil 9. ve 10.). Model çevresinde eşit aralıklarla yerleşmiş 18 adet sırt ve 18 adet oluk mevcuttu.

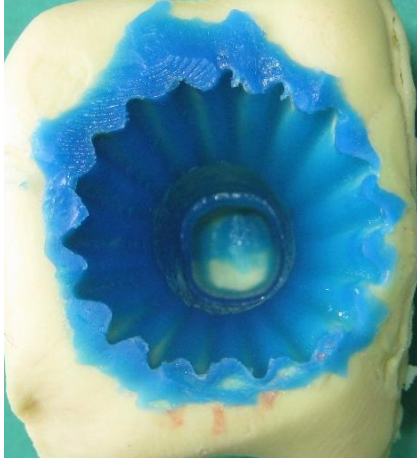


Şekil 9. Metal kalıp



Şekil 10. Mum model

Daha sonra bu mum modelin putty ve light body C- silikon (Optosil-Xantopren, Heraus Gmbh, Hanau,Almanya) ile çift aşamalı olarak ölçüsü alındı ve ölçü içine model rezini dökülerek (GC Pattern Resin LS, GC Europe N.V., Leuven, Belçika) metal dökümüne girecek modelimiz elde edildi (Şekil 11. ve 12.).



Şekil 11. Mum modelin ölçüsü



Şekil 12. Rezin model

Bu model döküm laboratuvarında işleme sokuldu ve Cr-Ni alaşımı (Torr 120, Torr Dental, İstanbul, Türkiye) ile döküm yapılarak çalışma modeli elde edildi. Metal modelimiz tarama işlemi sırasında tarayıcıdan gelen ışık ile parlama yaparak hataya neden olmaması amacıyla polisaj yapılmadı, kumlanmış haliyle mat olarak bırakıldı (Şekil 13.).



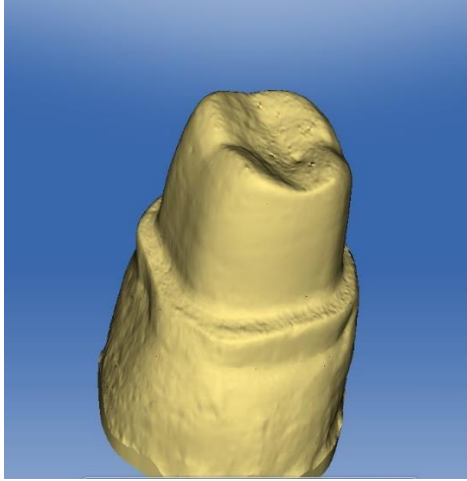
Şekil 13. Çalışma modeli

3.2. Örneklerin hazırlanması

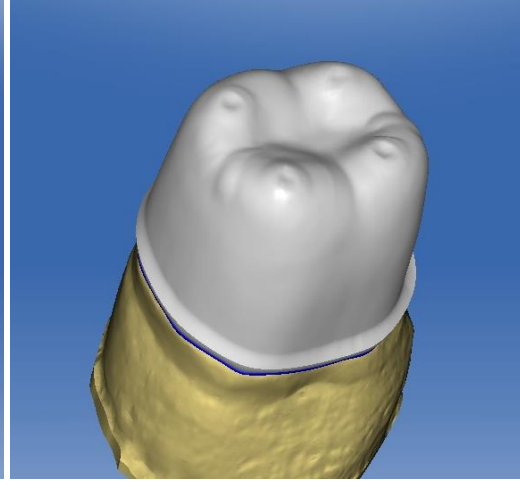
Çalışma modeli laboratuvar tipi bir tarayıcı ile (CEREC InEos Blue, Sirona, Bensheim, Almanya) tarandı (Şekil 14. a ve b) ardından cihaza bağlı bilgisayardaki yazılım ile (CEREC InLab SW 4.2, Sirona, Bensheim, Almanya) dijital çalışma modelleri oluşturuldu (Şekil 15.). Yine aynı yazılım ile 0,5 mm kalınlığında zirkonya kron altyapısı tasarlandı (Şekil 16.ve 17.). Altyapı tasarımı sırasında boyut ölçümünde kullanılacak referans noktaları oluşturuldu.



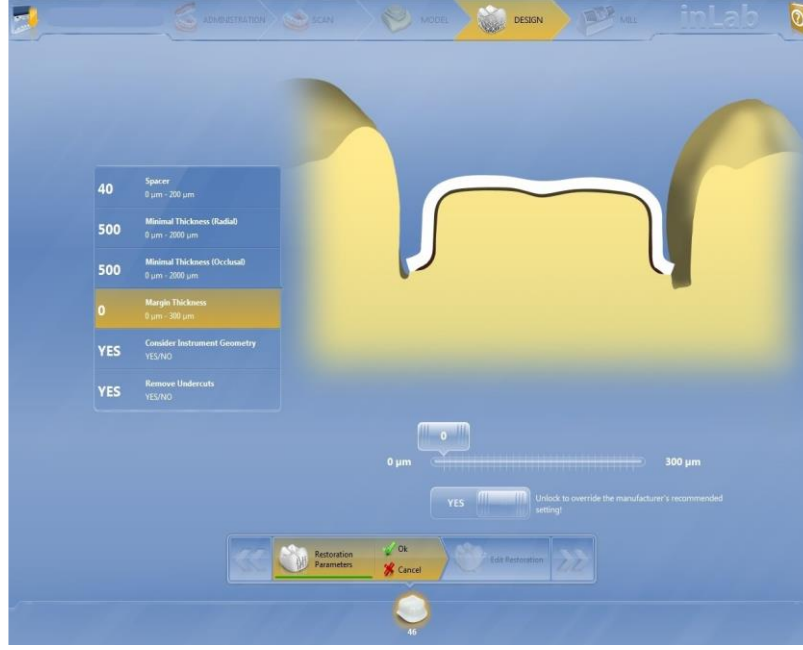
Şekil 14. a ve b Extraoral tarama işlemi



Şekil 15. Dijital model

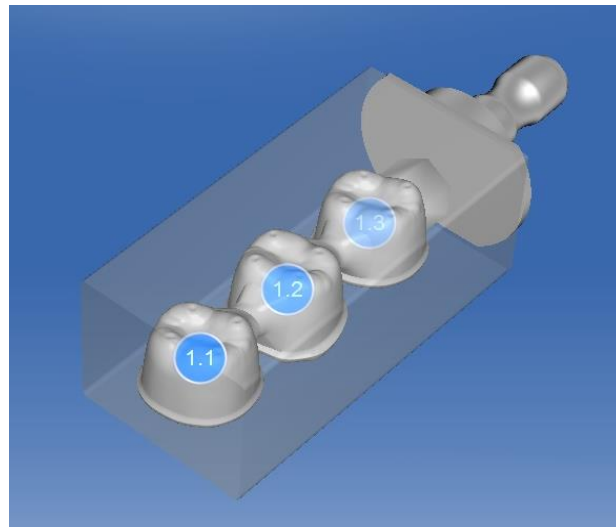


Şekil 16. Altyapı tasarımı



Şekil 17. Tasarım parametreleri

Bu tasarım dosyası Cerec cihazı içinde mevcut olan ve birden fazla sayıda restorasyonu aynı bloktan freze ederek zaman ve malzeme tasarrufu sağlayan inLab Stack programına transfer edildi (Şekil 18). InLab Stack arayüzü üzerinden pre-sinterize Y-TZP bloklar kullanılarak (inCoris ZI, 40/19 F1, Sirona, Bensheim, Almanya) milleme cihazında (inLab MCXL, Sirona, Bensheim, Almanya) 42 adet kron altyapısı hazırlandı (Şekil 19.). Stack programı ile bir bloktan 3 adet kron freze edilmiştir.



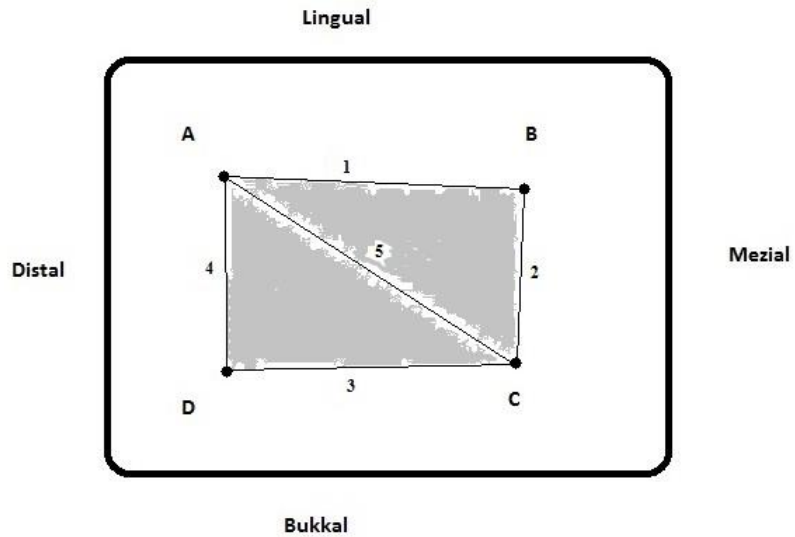
Şekil 18. Stack programı ekran görüntüsü



Şekil 19. Presinterize haldeki altyapı

3.3. Örneklerde hesaplanacak oklüzal alan ve çevre değerlerinin tanımlanması.

Burada daha önce Akman tarafından tanımlanan ölçüm yöntemi kullanıldı (Akman 2003). İşaretlenen dört nokta arasında ölçülecek beş adet mesafe belirlendi. A-B kenar mesafesi 1, B-C kenar mesafesi 2, C-D kenar mesafesi 3, D-A kenar mesafesi 4, A-C köşegeninin uzunluğu 5 olarak tanımlandı. 1, 2, 3, 4 uzunlukları toplamı oklüzal çevre olarak tanımlandı. A, B, C, D noktaları arasında kalan taralı bölge oklüzal alan olarak tanımlandı (Şekil 20.).



Şekil 20. Oklüzal ölçüm noktaları

Alan hesabı için üç kenarı belli olan üçgenin alan bağıntısı kullanılmıştır. Kenar uzunlukları a,b ve c olan bir üçgenin F alan değeri

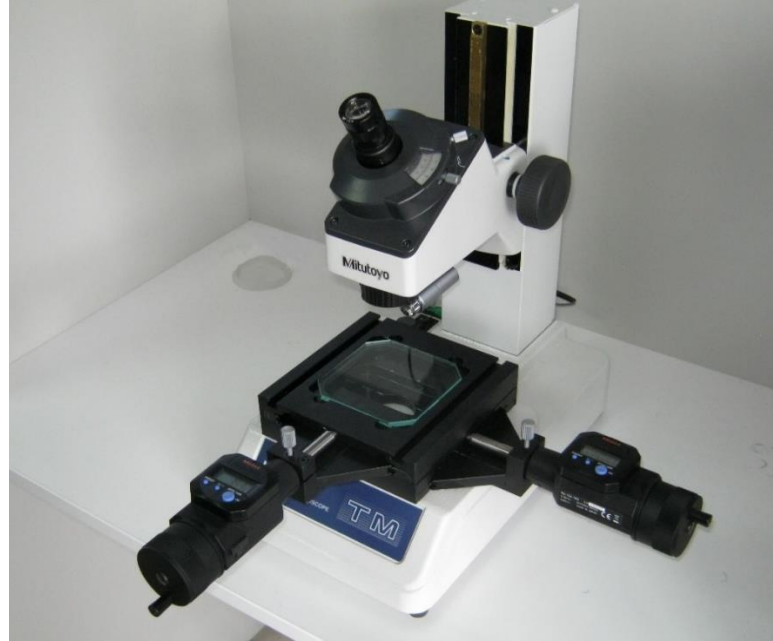
$$p = (a + b + c)/2 \text{ olmak üzere } F = \sqrt{p * (p - a) * (p - b) * (p - c)}$$

formülü ile hesaplanır. Oklüzalde 4 nokta arasında oluşan dörtgen şekil köşegen ile iki üçgene bölünür ve iki üçgen alanları hesaplanarak toplanır.

3.4. Toolmaker's mikroskop ile oklüzal boyut ölçümü ve grupların ayrılması

Tüm örnekler üretici firmanın sinterleme öncesi önerdiği prosedüre göre 150 °C sıcaklıkta 10 dakika fırınlanarak kurutuldu ve ölçümlerden önce 24 saat bekletildi. Her örneğe sinterleme öncesi, sonrası ve veneer pişirmeleri sonrasında olmak üzere üç seri halinde oklüzal boyut ölçümü yapılmış, her ölçüm serisi 1-2-3-4-5 uzunluklarının tespitinin ardından oklüzal alan ve oklüzal çevrenin hesaplanması şeklinde gerçekleşmiştir.

Ölçümler için toolmaker's ölçüm mikroskobu kullanılmıştır (TM-505, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) (Şekil 21.).



Şekil 21. Toolmaker's ölçüm mikroskobu



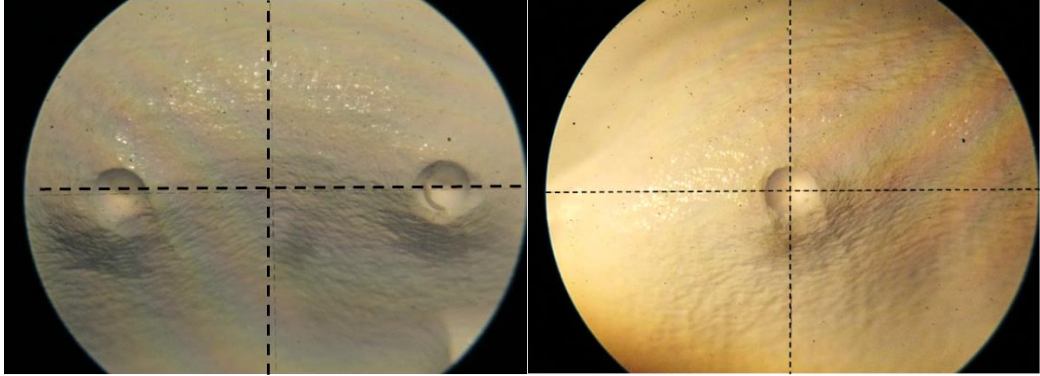
Şekil 22. Çalışma modeli kaide üzerinde

Daha sonra bu model özel yapım bir kaide üzerine mikroskop merceği altında yatay olarak duracak ve kendi etrafında dönecek şekilde monte edildi. Son olarak kronu hafif bir basınçla yerinde sabit tutacak bir üst parçanın da eklenmesiyle modelimiz marjinal uyum ölçümü için hazır hale geldi (Şekil 22.).

Mikroskop zerindeki dijital mikrometrelerin (Digimatic Series 164, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) için üretici firma tarafından bildirilen hassasiyet derecesi 3 mikrondur (Şekil 23.). Ölçümlerde 60x büyütme kullanıldı ve noktalar arası mesafeler direkt ölçüm ile tespit edildi. Bu yöntemde iki nokta aynı eksen üzerinde hizalanır, mikrometre başlığı döndürülerek bir nokta tam ortaya getirilir ve mikrometre ekranı üzerindeki değer sıfırlanır (Şekil 24.). Daha sonra aynı eksen üzerindeki başlık tekrar döndürülerek ikinci nokta tam ortaya getirilir ve ekrandaki değer okunur.



Şekil 23. Dijital mikrometre



Şekil 24. Oklüzal ölçüm noktaları mikroskop görüntüleri

Tüm ölçümler aynı operatör tarafından gerçekleştirilmiştir. Her örnekte beş ayrı mesafe ölçümü yapılmıştır. Her ölçüm üç kez tekrarlanarak ortalama değeri alınmıştır. Her örnek için çalışmanın üç aşamasında (sinterizasyon öncesi, sonrası ve fırınlama sonrası) tekrar ölçülmüş ve oklüzal alanlarda toplam 1890 adet (42 örnek X 5 mesafe X 3 tekrar X 3 aşama) ölçüm alınmıştır.

3.5. Sinterleme İşlemleri

Daha sonra rastgele olarak üç gruba ayrılan örnekler (n=14) ve üç ayrı sinterleme prosedürüne tabi tutuldu (Tablo 7.). Grup içindeki örneklerin sinterleme işlemleri aynı zirkonyum sinter fırını ile (A ve B için inFire HTC; C için inFire HTC Speed, Sirona, Bensheim, Almanya) gerçekleştirildi.

Tablo 7. Gruplara göre sinterleme parametreleri

Grup	Sinterleme sıcaklığı (°C)	Sinter süresi (sinterleme sıcaklığında kalma süresi) (dakika)	Toplam süre
A	1510	120	8 saat*
B	1540	25	2 saat*
C	1580	10	10 dakika**
*oda sıcaklığında başlar		**1580°C ön ısıtma yapılmış fırında başlar	

Örnekler sinterleme için cihazın tablasına zirkon boncuklar üzerine oklüzal yüzleri aşağıya bakacak şekilde aralıklı olarak yerleştirildi (Şekil 25.). Her gruptaki 14 örnek aynı anda ve tek seferde sinterlendi.



Şekil 25. Sinterleme öncesi örnekler

3.6. Marjinal uyum ve oklüzal boyut ölçümü

Oklüzal bölgede belirlenmiş olan referans noktaları arasındaki mesafelerin ölçülmesi ile yapılan boyut ölçümü işlemi örneklerin sinterlenmesi sonrasında her örnek için tekrarlanmıştır. Ardından her örnek tek tek çalışma modeli üzerinde yerleştirilmiş ve üst parça kullanılarak şekilde görüldüğü gibi yerine sabitlenerek marjinal aralık ölçümü için hazır hale getirilmiştir (Şekil 26.).



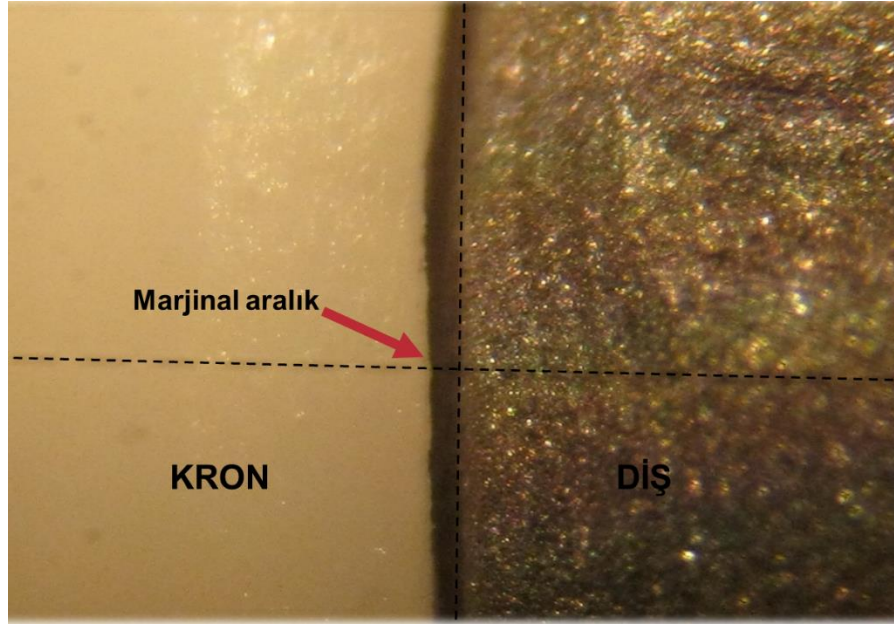
Şekil 26. Marjinal aralık ölçümü yapılacak örnek model üzerinde

Ölçüm sırasında hareket etmemesini sağlamak amacıyla kaide özel hazırlanmış akrilik bir parça yardımıyla mikroskobunun tablası üzerine sabitlenmiştir (Şekil 27.).



Şekil 27. Ölçüm için sabitlenmiş kaide

Model kaide üzerinde döndürülerek üzerindeki işaretler yardımıyla eşit aralıklarla belirlenmiş 36 noktadan Holmes ve arkadaşlarının tanımladığı marjinal aralık ölçümü yapılmıştır (Holmes ve ark. 1989) (Şekil 28.). Her ölçüm üç kez tekrarlanarak ortalama değeri alınmış ardından 36 değerın ortalaması alınarak her örnek için bir marjinal aralık değeri hesaplanmıştır. Oturmasında sorun görülen üç örnek elenmiş ve marjinal aralık ölçümlerinde toplam 8424 (39 örnek X 36 nokta X 3 tekrar X 2 aşama) ölçüm alınmıştır.



Şekil 28. Marjinal aralık mikroskop görüntüsü

3.7. Veneerleme fırınlamaları

Fırınlama işleminin zirkonyum üzerindeki etkisini gözlemleyebilmek amacıyla tüm örnekler veneer porselen uygulanması işlemini temsil edecek şekilde 5 aşamalı setler halinde fırınlanmıştır.

Piştirmeler için zirkonya alt yapılar için önerilen bir veneer porselenine (Ips e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ait parametreler kullanılmış olup liner, wash, iki kez dentin/insizal ve glaze aşamalarında kullanılan 5 ayrı fırınlama uygulanmıştır (Tablo 8.). Her fırınlama sonrasında örneklerin oda sıcaklığına kadar soğuması beklenmiş ardından sonraki pişirime geçilmiştir (Şekil 29.). Bütün fırınlama

işlemleri aynı fırında (Programat EP3000/G2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gerçekleştirilmiştir.



Şekil 29. Fırınlamalar için yerleştirilmiş örnekler

Tablo 8. Veneer fırınlamalarına ait parametreler

Aşama	Stand-by sıc. (°C)	Kapanma zamanı (dd:ss)	Sıc. Artışı (°C/dk)	Tutuş sıc. (°C)	Tutuş süresi (dd:ss)	Vakum açılış (°C)	Vakum kapanış (°C)	Yavaş soğuma (°C)
Liner	403	4:00	40	960	1:00	450	959	-
Wash	403	4:00	40	750	1:00	450	749	-
1.Dentin/insizal	403	4:00	40	750	1:00	450	749	-
2.Dentin/insizal	403	4:00	40	750	1:00	450	749	-
Glaze	403	6:00	60	725	1:00	450	724	450

3.8. Fırınlama sonrası ölçümler

Tekrarlayan fırınlamaların örnekler üzerindeki etkilerini görebilmek amacıyla tüm örneklerde ilk aşamada yapılan marjinal aralık ve oklüzal boyut ölçümleri fırınlamalar sonrasında tekrarlanmıştır.

3.9. Bukkal Boyut Ölçümleri

İlk alınan sonuçların değerlendirilmesi üzerine altyapıların farklı bölgelerinden de ölçümler yapılmasına karar verilmiştir

3.9.1. Bukkal yüzey ölçümü için örneklerin hazırlanması

Oklüzal boyut ve marjinal aralık ölçümlerine ek olarak bukkal boyut ölçümleri de yapmak amacıyla örnek sayısının artırıldı. Bunun için aynı dijital tasarım dosyası üzerinden aynı üretim süreci ve malzeme kullanılarak 30 adet kron altyapısı daha hazırlanmış ve rastgele olarak üç gruba atanmıştır (n=10). Yeni örnekler üzerinde oklüzal yüzeydeki dört noktaya ek olarak bukkal yüzey üzerinde de dört nokta işaretlenmiştir (Şekil 30.).



Şekil 30. Bukkal yüzey ölçüm referans noktaları

3.9.2. Bukkal yüzey boyutsal ölçümleri

Bukkal yüzeydeki dört nokta arasında da oklüzal yüzeyde kullanılan yöntem ve parametreler kullanılarak boyut ölçümleri yapılmış ve bu ölçümler bukkal çevre- alan hesaplamalarında kullanılmıştır.

Ek örneklerde bukkal ve oklüzal yüzeylerde ayrı ayrı gerçekleştirilen boyut ölçümleri sinterleme öncesinde, sonrasında ve veneer fırınlamaları sonrasında olmak üzere üç defa; marjinal aralık ölçümleri ise sinterleme sonrası ve veneer fırınlamaları sonrasında olmak üzere iki defa tekrarlanmıştır.

Ek örneklerin oklüzal boyut ölçümlerinde toplam 1350 (30 örnek X 5 mesafe X 3 tekrar X 3 aşama), bukkal boyut ölçümlerinde toplam 1350 (30 örnek X 5 mesafe X 3 tekrar X 3 aşama) ve marjinal aralık ölçümlerinde toplam 6264 (29 örnek-biri elendi X 36 nokta X 3 tekrar X 2 aşama) adet ölçüm alınmıştır.

3.10. İstatistik

Verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde SAS (Statistical Analysis Software) 9.3 (SAS Institute, NC, A.B.D.) yazılımından yararlanılmıştır. Ölçümü yapılan tüm değişkenlere ait tanımlayıcı istatistiklerin (ortalama, standart sapma, standart hata, en yüksek ve en küçük değerler) elde edilmesinde Proc Means ve Proc Univariate komutları kullanılmıştır. Kullanılacak istatistiksel yöntemle karar vermede her bir değişken için normal dağılıma uygunluk testi yapılmıştır.

Oklüzal çevre ve alan ölçümleri bakımından sinter gruplarına ait değerler normal dağılıma uygun olmadıkları için üç sinter grubunun karşılaştırmasında tek yönlü varyans analizinin parametrik olmayan karşılığı olan Kruskal Wallis yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem için SAS yazılımında Proc NPAR1WAY komutundan yararlanılmıştır.

Bukkal çevre ve alan ölçümlerine ait değerler normal dağılıma uygun oldukları için grup ortalamalarını karşılaştırmada tek yönlü varyans analizi uygulanmıştır. Bununla birlikte gruplara ait varyansların homojen olup olmadıkları test edilmiştir.

Varyans analizi sonucunda gruplar arasında farklılık önemli bulunduğu durumlarda farklılığın hangi gruptan ileri geldiğini belirlemek amacıyla çoklu karşılaştırma testlerinden Duncan testi kullanılmıştır. Varyans analizi ve çoklu karşılaştırma testleri için SAS yazılımında Proc GLM komutu kullanılmıştır.

Marjinal aralık değerlerinin ilk ve son ölçümleri aynı deneme ünitesinden iki ölçüm biçiminde elde edildiği için ortalamalarının karşılaştırılmasında eşleştirilmiş (paired) T testi kullanılmıştır. Marjinal aralık ölçümleri ilk olarak sinter gruplar farkı dikkate alınmadan yapılmıştır. Daha sonra her bir sinter grubu içerisinde ilk ve son marjinal ölçümler arasındaki farklılığın önemlilik testi yapılmıştır. Eşleştirilmiş t testi için Proc ttest komutu kullanılmıştır. Aynı grup içindeki ilk ve son ölçümleri ortalamaları arasındaki farklılıkları belirlemede tek yönlü varyans analizi ve Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır.

Tekrarlayan fırınlamalar sırasında bukkal bölgede meydana gelen boyut değişikliği ile marjinal aralıktaki değişim arasında CORR prosedürü ile korelasyon testi uygulanarak Pearson korelasyon katsayısı ve p değerleri hesaplanmıştır.

Bukkal yüzeydeki genişleme yönünün incelenmesi için dört kenarın genişleme oranlarının karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi uygulanmıştır.

Tüm istatistiksel karşılaştırmalarda önemlilik olasılık seviyesi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir; $p > 0.05$ değerleri karşılaştırılan ortalamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını ifade etmektedir.

4. BULGULAR

4.1. Oklüzal Boyut Ölçümleri

Tablolarda her grup için sinterleme öncesinde, sinterlenme yapıldıktan sonra ve veneer fırınlamaları yapıldıktan sonra olmak üzere üç kez tekrarlanan oklüzal bölge boyut ölçümlerinin sonucunda hesaplanan çevre-alan değerleri ve standart sapmaları her aşama için ayrı ayrı verilmektedir.

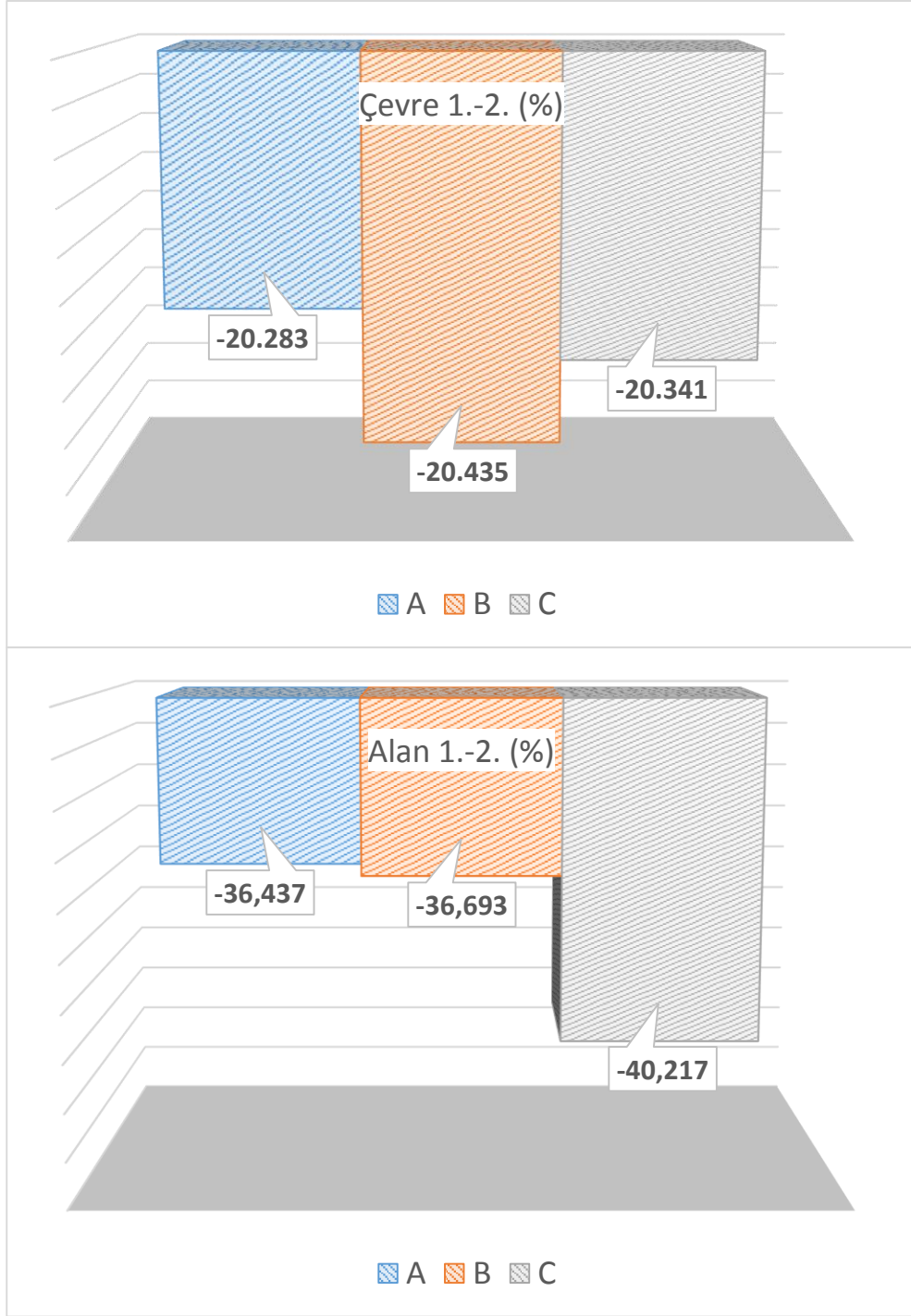
Tablo 9. Oklüzal bölgede ölçülen çevre-alan değerleri ve standart sapmaları

Ölçüm		N	Ortalama±Standart Sapma (µm)		
			A	B	C
Çevre (mm)	1. Ölçüm	24	15.779±0.197	15.568±0.318	15.647±0.290
	2. Ölçüm	24	12.576±0.165	12.388±0.252	12.464±0.245
	3. Ölçüm	24	12.557±0.164	12.365±0.252	12.454±0.250
Alan (mm ²)	1. Ölçüm	24	98.783±2.432	96.097±3.992	97.443±3.584
	2. Ölçüm	24	62.771±1.580	60.849±2.514	61.701±2.472
	3. Ölçüm	24	62.579±1.586	60.659±2.534	61.581±2.512
A: 8 saat sinter grubu; B: 2 saat sinter grubu; C: 10 dakika sinter grubu					

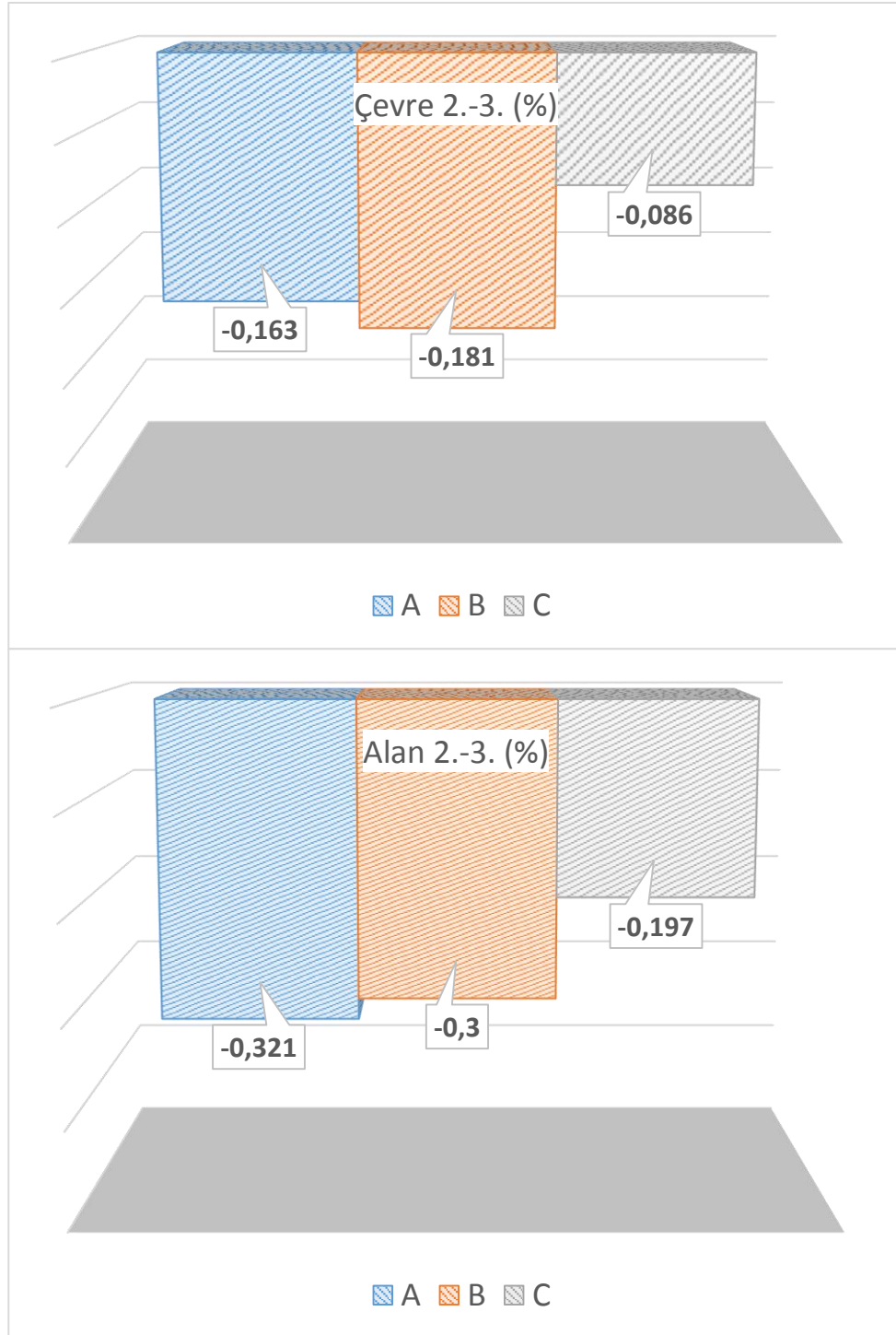
Oklüzal bölgeden yapılan boyut ölçümlerinde sinterizasyon büzülmesi (1.-2.), veneer fırınlamaları sırasında çevre ve alan açısından gerçekleşen değişimler (2.-3.) ve sinterleme ve veneerleme değişimlerinin toplamı (1.-3.) olarak nitelenen verilerin sinter gruplarına göre farklılık gösterip göstermediği Kruskal Wallis analizi ile değerlendirilmiştir. Önem seviyesi $p<0.05$ olarak kabul edilmiş olup boyutsal değişimler açısından çevre ve alan parametrelerinde gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

Tablo 10. Oklüzal bölge üç ölçüm aşaması arasındaki çevre-alan değişimleri

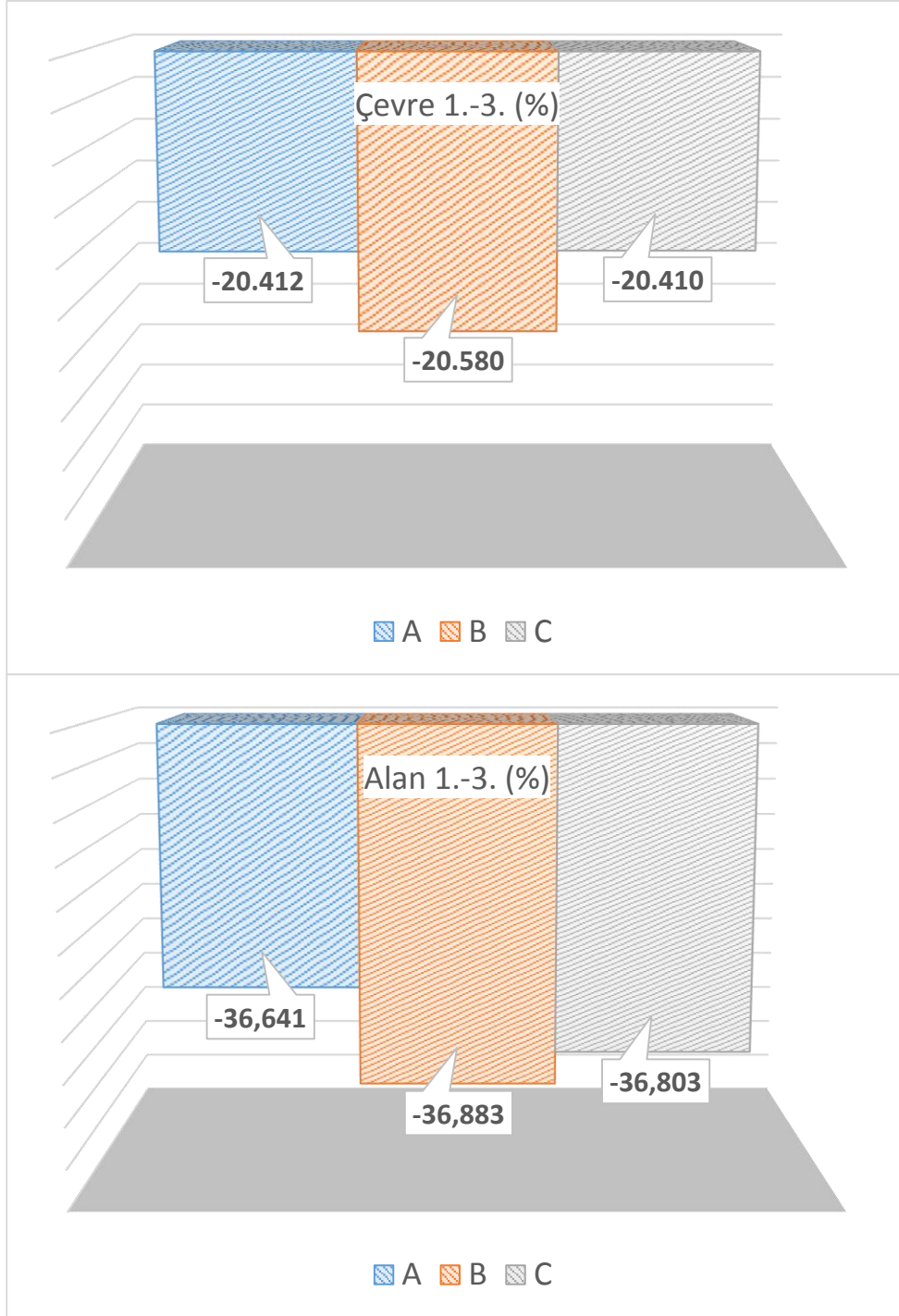
Oklüzal değişim	N	Ortalama±Standart Sapma (%)			P
		A	B	C	
Çevre 1.-2.	24	-20.283±0.238	-20.435±0.442	-20.341±0.564	0.1883
Alan 1.-2.	24	-36.437±0.375	-36.693±0.725	-40.217±1.119	0.1384
Çevre 2.-3.	24	-0.163±0.151	-0.181±0.199	-0.086±0.171	0.0567
Alan 2.-3.	24	-0.321±0.305	-0.300±0.218	-0.197±0.277	0.1301
Çevre 1.-3.	24	-20.412±0.277	-20.580±0.453	-20.410±0.562	0.2347
Alan 1.-3.	24	-36.641±0.440	-36.883±0.700	-36.803±1.126	0.2548
A: 8 saat sinter grubu; B: 2 saat sinter grubu; C: 10 dakika sinter grubu					



Şekil 31. Oklüzal bölge sinterleme büzölmeleri



Şekil 32. Oklüzal bölge veneer fırınlanması boyut değişimleri



Şekil 33. Oklüzal bölge toplam boyutsal değişim

4.3. Bukkal boyut ölçümleri

Bukkal bölge boyut ölçümleri her grup için sinterleme öncesi, sinterleme sonrası ve veneer fırınlamaları sonrası olmak üzere üç kez tekrarlanmıştır. Ölçümler sonucu hesaplanan çevre-alan değerleri ve standart sapmaları tablo 11.'de verilmektedir.

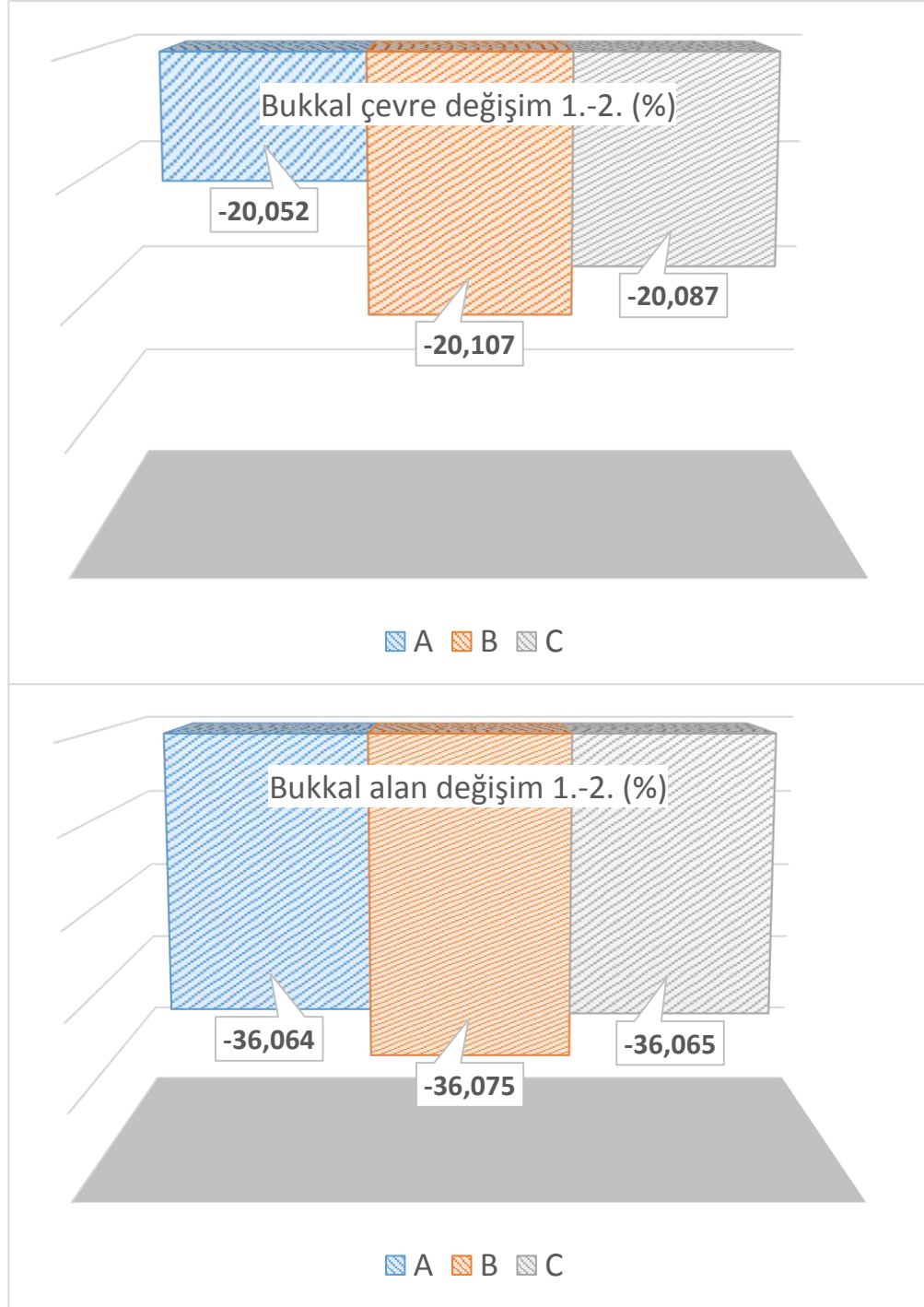
Tablo 11. Bukkal bölge ölçülen çevre-alan değerleri ve standart sapmaları

Ölçüm		N	Ortalama±Standart Sapma		
			A	B	C
Çevre (mm)	1. Ölçüm	10	15.647±0.290	15.154±1.143	17.106±1.151
	2. Ölçüm	10	12.464±0.245	12.107±0.900	13.666±0.859
	3. Ölçüm	10	12.454±0.250	12.124±0.907	13.702±0.880
Alan (mm ²)	1. Ölçüm	10	97.443±3.584	92.795±14.086	118.140±16.060
	2. Ölçüm	10	61.701±2.472	59.304±8.847	75.447±9.497
	3. Ölçüm	10	61.581±2.512	59.495±8.907	75.898±9.819
A: 8 saat sinter grubu; B: 2 saat sinter grubu; C: 10 dakika sinter grubu					

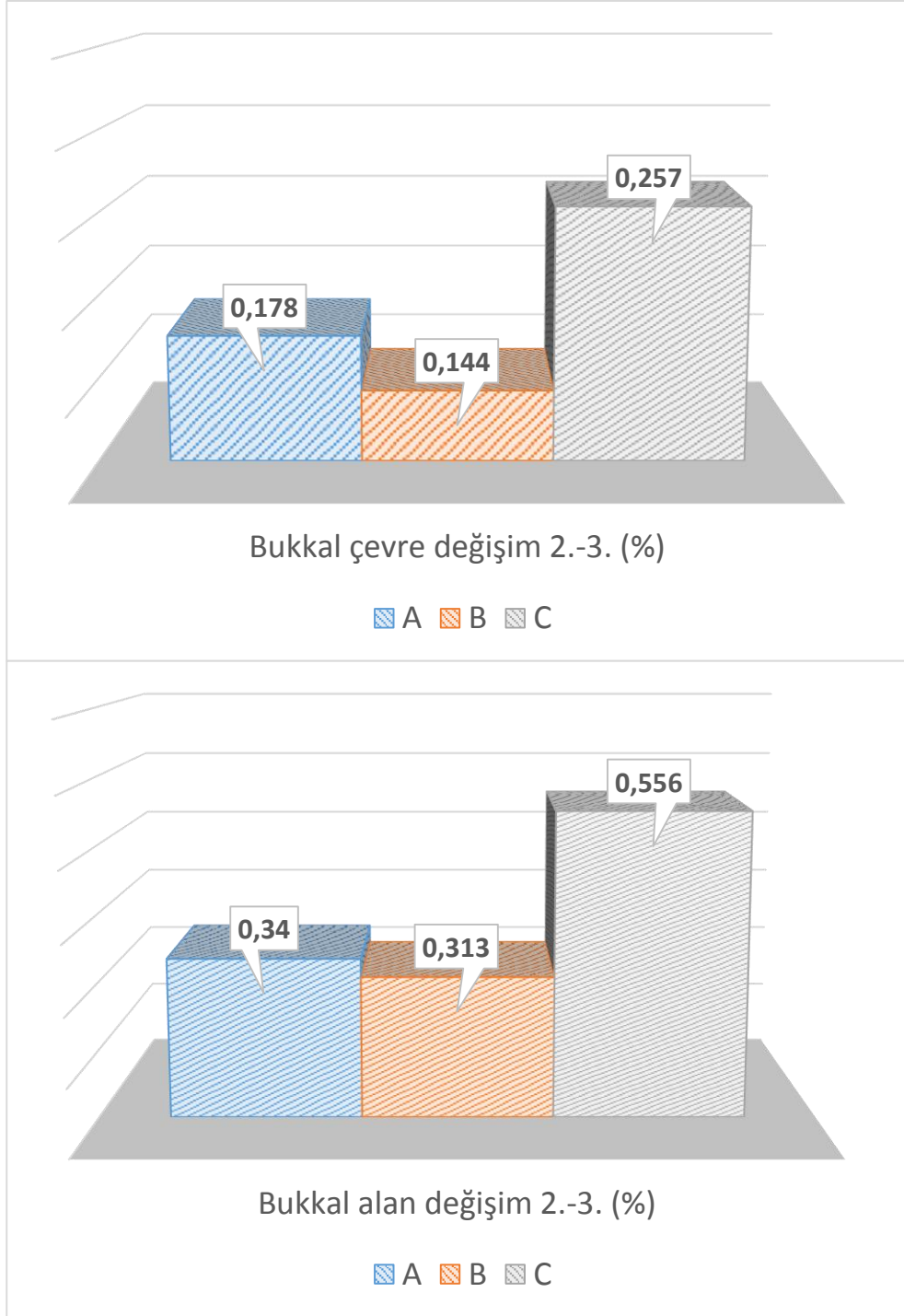
Bukkal bölgeden yapılan boyut ölçümlerinde sinterleme büzülmesi (1.-2.), veneer fırınlamaları sırasında aşamasında gerçekleşen değişimler (2.-3.) ve sinterleme artı veneerleme değişimleri toplamı (1.-3.) olarak nitelenen verilerin dağılımı normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden sinter gruplarımıza göre farklılık gösterip göstermediği tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiştir. Önem seviyesi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiş olup boyutsal değişimler açısından çevre ve alan parametrelerinde gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

Tablo 12. Bukkal bölge üç ölçüm aşaması arasındaki çevre-alan değişimleri. Değişimler yüzde olarak verilmiştir.

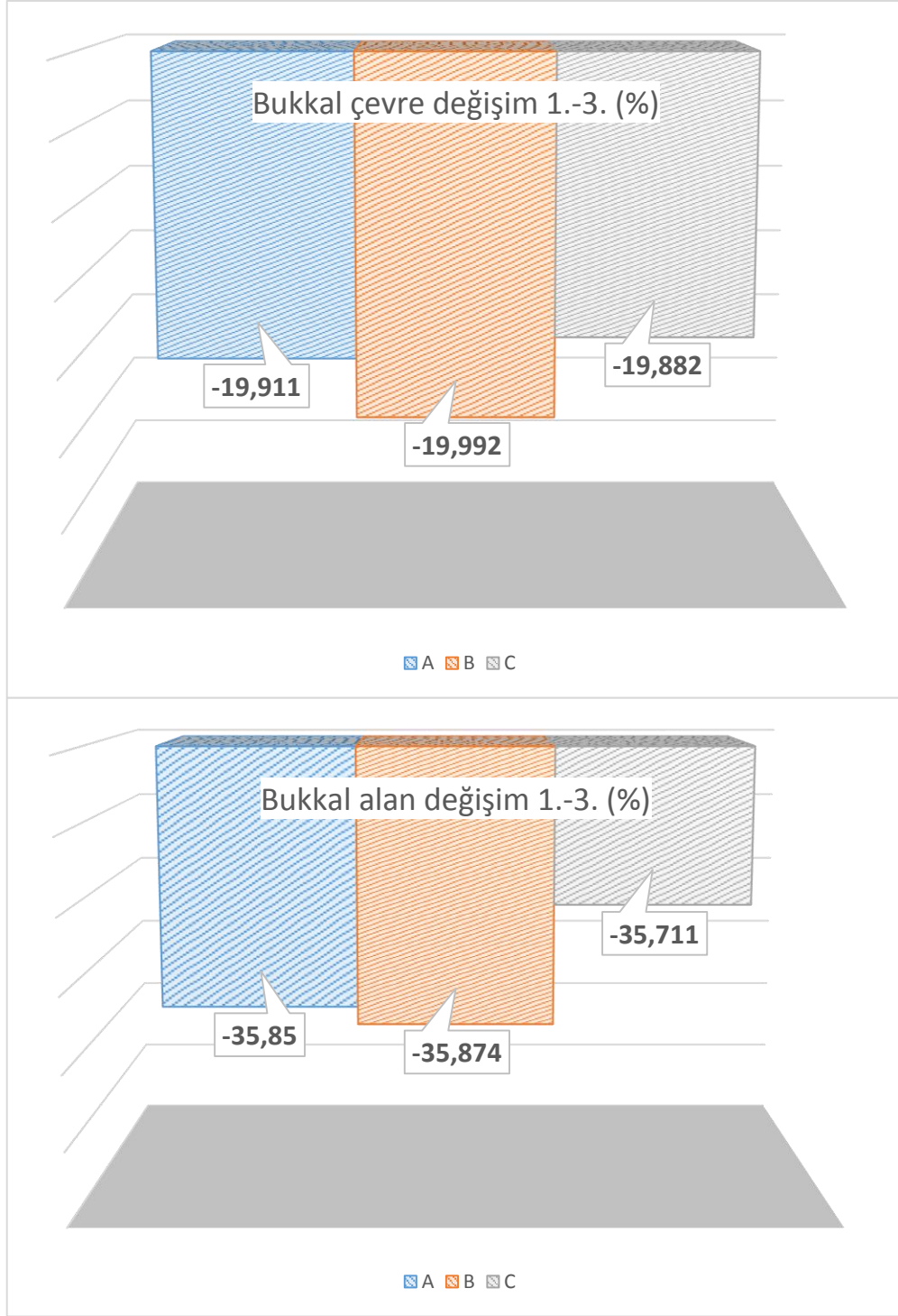
Bukkal değişim	Ortalama±Standart Sapma (%)			p
	A	B	C	
Çevre 1.-2.	-20.052±0.437	-20.107±0.305	-20.087±0.469	0.9548
Alan 1.-2.	-36.064±0.794	-36.075±0.485	-36.065±0.692	0.9991
Çevre 2.-3.	0.178±0.333	0.144±0.321	0.257±0.354	0.7449
Alan 2.-3.	0.340±0.729	0.313±0.601	0.556±0.803	0.7110
Çevre 1.-3.	-19.911±0.347	-19.992±0.398	-19.882±0.535	0.8419
Alan 1.-3.	-35.850±0.624	-35.874±0.679	-35.711±0.744	0.8480
A: 8 saat sinter grubu; B: 2 saat sinter grubu; C: 10 dakika sinter grubu				



Şekil 34. Bukkal bölge sinterleme büzölmeleri



Şekil 35. Bukkal bölge veneer fırınlaması boyut değişimleri



Şekil 36. Bukkal bölge toplam boyutsal değişim

Veneer fırınlamaları sonrasında bukkalde ölçülen boyutsal genişlemenin ne yöne doğru olduğunu belirlemek amacıyla işaretli dört noktanın oluşturduğu dörtgenin her kenarı için tek yönlü varyans analizi ile değerlendirme yapıldı (Tablo 13). Sonuç olarak hem sinter gruplarında hem de tüm örnekler bazında dört kenarın genişleme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi. Buradan bukkal bölgede veneer fırınlamaları sırasında oluşan büyümenin belirli bir doğrultuda değil, her yöne doğru gerçekleştiği sonucunu çıkarabiliriz.,

Tablo 13. Bukkal bölge genişleme yönü analizi

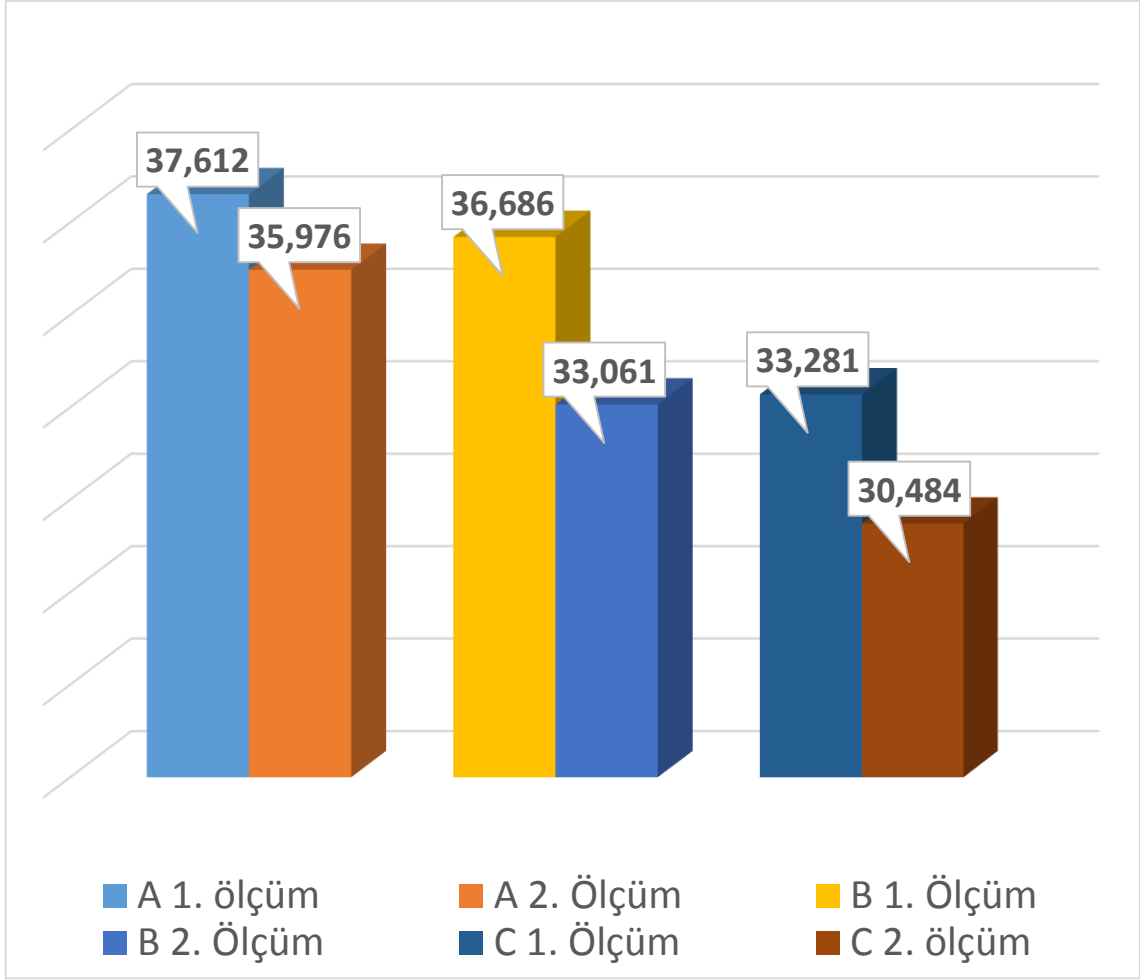
Grup	N	Değişim Oranı (%)	F	p
A	40	0,181	1	0,4044
B	40	0,157	0,64	0,5921
C	40	0,26	1,08	0,3710
Tüm Örnekler	120	0,2	1,29	0,2819
A: 8 saat sinter grubu; B: 2 saat sinter grubu; C: 10 dakika sinter grubu				

4.4. Marjinal aralık ölçümleri

Kron altyapılarının marjinal aralık ölçümleri her örnek için sinterleme sonrasında ve veneer fırınlamaları sonrasında olmak üzere iki kez yapılmıştır. Tablo 14.de her üç sinter grubu için ölçüm sonuçları ve standart sapmaları verilmektedir.

Tablo 14. Üç sinter grubu için sinterleme sonrası ve veneer fırınlamaları sonrasında yapılan marjinal aralık ölçüm değerleri ve standart sapmaları

Grup	A		B		C	
N	22		22		24	
Marjinal aralıklar (µm)	fırınlama öncesi	fırınlama sonrası	fırınlama öncesi	fırınlama sonrası	fırınlama öncesi	fırınlama sonrası
Ortalama±Standart Sapma	37,612± 15,063	35,977± 14,556	36,68± 10,569	33,06± 19,224	33,28± 14,578	30,48± 12,947
Minimum	15,610	14,670	20,670	18,130	11,890	10,500
Maksimum	66,670	64,940	57,110	51,410	63,550	56,880
A: 8 saat sinter grubu; B: 2 saat sinter grubu; C: 10 dakika sinter grubu						



Şekil 37. Marjinal aralık ölçüm değerleri (µm olarak verilmiştir)

Sinterlenen örneklerimiz fırınlamalar öncesinde model üzerine yerleştirildikten sonra sabitlenerek mikroskop altında marjinal aralık ölçümü yapıldı. İlk ölçüm değerleri açısından sinter gruplarının ortalamaları arasında fark olmadığı görüldü ($p>0.05$). Tekrarlayan fırınlamalara tabi tutulan örnekler sonrasında ikinci kez marjinal aralık ölçümü uygulandı. İkinci ölçüm değerleri açısından da grup ortalamaları arasında fark görülmedi ($p>0.05$). Aynı şekilde ilk ve ikinci marjinal aralık ölçümleri arasındaki fark bakımından değerlendirildiğinde sinter grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi ($p>0.05$).

Marjinal aralık ölçüm sonuçlarının sinter gruplarına göre gruplar arasındaki farklılıklar açısından karşılaştırması için yapılan eşleştirilmiş t testi sonuçları tablo 15.'de verilmektedir.

Tablo 15. Marjinal aralıklarda her iki ölçüm ve ölçümler arası farklar için gruplar arası karşılaştırma sonuçları

	Ortalama±Standart Sapma (µm)			f	p
Grup	A	B	C		
N	22	22	24		
İlk ölçüm (fırınlama öncesi)	37,612± 15,063	36,68± 10,569	33,28± 14,578	0,65	0,5229
İkinci ölçüm (fırınlama sonrası)	35,977± 14,556	33,06± 19,224	30,48± 12,947	1,12	0,3340
İki ölçüm farkı	1,635± 5,078	3,625± 4,264	2,797± 3,324	1,21	0,3036
A: 8 saat sinter grubu; B: 2 saat sinter grubu; C: 10 dakika sinter grubu					

Tüm örnekler veneer fırınlamaları sırasında marjinal aralık değerlerinde oluşan değişim açısından sinter grubu dikkate alınmaksızın ele alındığında fırınlama sonrasında ilk ölçümlere göre istatistiksel olarak anlamlı bir küçülme gerçekleştiği görülmüştür ($p<0.05$). Sinter gruplarımız kendi içlerinde tek tek ele alındığında 8 saatlik sinter uygulanan A grubundaki küçülme istatistiksel olarak önemli görülmezken, 2 saatlik sinter uygulanan B ve 10 dakika sinter uygulanan C gruplarının marjinal aralıklarının istatistiksel olarak önemli derecede küçüldüğü görüldü ($p<0,05$).

Tablo 16. Marjinal aralıktaki değişimlerin grup içi önemlilik değerlendirmeleri

Marjinal aralık değişimi	N	Ort±Standart Sapma (μm)	t	p
A	22	1,635±5,078	1,51	0,1458
B	22	3,625±4,264	3,99	0,0007 *
C	24	2,797±3,324	4,12	0,0004 *
*istatistiksel olarak önemlidir ($p<0.05$) A: 8 saat sinter grubu; B: 2 saat sinter grubu; C: 10 dakika sinter grubu				

Tekrarlayan fırınlamalar sırasında bukkal bölgede meydana gelen boyut değişikliği ve marjinal aralıktaki değişim arasında uygulanan korelasyon testi sonucunda tüm örnekler için hesaplanan Pearson korelasyon katsayısı ve p değerleri Tablo 17.'de verilmiştir. Değerler iki değişken arasındaki doğrusal ilişkinin çok zayıf olduğunu göstermektedir.

Tablo 17. Korelasyon analizi verileri

Parametre	Bukkal çevre 2.-3. değişimi		Bukkal alan 2.-3. değişimi	
	Pearson korelasyon katsayısı	p	Pearson korelasyon katsayısı	p
Marjinal aralık değişim oranı	0,030	0,876	0,066	0,735

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada zirkonya altyapıların farklı süre ve ısılarda sinterlendiklerinde ve tekrarlayan ısı işlemler geçirdiklerinde marjinal uyumlarında ve dış yüzeylerinde oluşan boyutsal değişimler direk ölçüm yöntemi ile incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

Nawafleh ve arkadaşları derleme çalışmasında kronların marjinal adaptasyonunun ölçülmesinde kullanılan yöntemleri incelemiş ve en yaygın kullanılan tekniğin %47.5 ile direk izleme olduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte direk izlemede kullanılan yöntemlerden biri de ölçüm mikroskoplarıdır (Nawafleh ve ark. 2013).

Tam seramik kronların marjinal uyumlarını inceleyen çeşitli çalışmalarda uyumun kullanılan diştan etkilendiğini ortaya koyan araştırmalar (Rinke ve ark. 1994, Nakamura ve ark. 1999) bulunmakla birlikte hangi diş kullanıldığının uyum üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını gösteren çalışmalar (Boening ve ark. 2000, Coli ve Karlsson 2003, Kokubo ve ark. 2005, Contrepois ve ark. 2013) çoğunluktadır. Bu çalışmada ölçüm yapılacak yüzeylerin genişliği sebebiyle 46 numaralı diş tercih edildi.

Angulasyon terimi prepare edilen dişin aksiyal yüzeylerinin diş uzun eksenine ile yaptığı açıyı tarif eder. Koniklik ise iki karşıt yüzdeki yaklaşma açılarının toplamını ifade eder (Shillingburg ve ark. 2012, Contrepois ve ark. 2013). Nakamura ve arkadaşları CAI/CAD/CAM sistemi ile üretilmiş tam seramik kronlarda siman aralığı 30-50µm arası değerlerde değiştiğinde konikliğin 4°-12° arasında değişmesinin marjinal uyumu etkilemediğini (Nakamura ve ark. 2002), başka bir çalışmada ise yine CAI/CAD/CAM sistemi ile üretilmiş tam seramik kronlarda siman aralığının 15 ila 55µm ayarlanmasının ve konikliğin 4°-12° arasında değişmesinin marjinal aralıkta anlamlı bir değişikliğe neden olmadığını (Nakamura ve ark. 2005) göstermişlerdir. Beuer ve arkadaşları ise CAI/CAD/CAM sistemi ile üretilen zirkonya restorasyonlarda en iyi marjinal uyumun 12° ile sağlandığını ve 12°'lik koniklikte adaptasyona gerek kalmadığını bildirmişlerdir. Daha düşük açılarda simantasyon sırasında içeride daha

fazla hidrolik basınç oluşacağı ve fazla simanın çıkışının zorlaşacağı da not edilmiştir (Beuer ve ark. 2008, Beuer ve ark. 2009).

Bu konuda kesin bir kabul olmamakla birlikte preparasyonlara Shillingburg ve arkadaşlarının önerdiği 10°- 22° arası veya Goodacre ve arkadaşları tarafından önerilen 10°- 20° aralığında koniklik verilmesi tüm sistemler için uygun olarak kabul edilebilir (Goodacre ve ark. 2001, Shillingburg ve ark. 2012, Contrepolis ve ark. 2013).

Bu çalışmada kullanılan CAI/CAD/CAM sisteminin ve Y-TZP materyalinin üreticisi tarafından restorasyonlarda chamfer veya yuvarlatılmış shoulder basamak yapılması önerilir. Komine ve arkadaşları zirkonya kronlarda söz konusu iki basamak tipini karşılaştırdıkları çalışmalarında aralarında marjinal uyum açısından bir fark olmadığını göstermişlerdir (Komine ve ark. 2007). Euan ve arkadaşları ise yine zirkonya kronlarda yuvarlatılmış shoulder basamağın chamfer basamağa göre daha az marjinal aralık değeri gösterdiğini ve porselen fırınlamaları sırasında marjinal aralığın daha az değişime uğradığını bulmuştur (Euán ve ark. 2012).

Kronun model üzerinde elle uyumlanması işlemi marjinal aralık üzerinde etkili olabilir ve uyumlamayı gerçekleştiren kişinin tecrübesi ve becerisine göre farklı etkiler yaratabilir (Song ve ark. 2013). Ayrıca zirkonya üzerinde yapılan uyumlama ve aşındırma işlemleri faz değişimini tetikleyerek olumsuz değişimlere yol açabilir (Zhang ve ark. 2005). Bu bilgilerin ışığında çalışmamızda örnekler üzerinde istemsiz değişikliklere neden olmamak amacıyla elle uyumlama yapmamayı tercih ettik ve die üzerine oturmasında sorun olan örnekleri marjinal aralık ölçümünden eledik.

Bu çalışmada elle uyumlama ihtiyacını en aza indirmek amacıyla abutment dış 12°'lik koniklik verilerek prepare edildi, CAI/CAD/CAM freze sistemine uygun olarak chamfer basamak tercih edildi ve siman aralığı değeri 40µm olarak ayarlandı. Klinik duruma daha yakın olması açısından 1,5mm oklüzal redüksiyonla anatomik forma uygun kesim uygulandı.

Literatürde sabit protetik restorasyonlarda kullanılan zirkonya yapıların sinterleme prosedüründe parametre değişimlerinin etkilerini inceleyen sınırlı sayıda çalışma bulunmuştur. Hjerppe ve arkadaşları zirkonya disklerle aynı sıcaklıkta fakat farklı sürelerle sinterizasyon yaptıkları çalışmalarında iki grup arasında mekanik özellikler bakımından bir fark tespit edemediklerini, termal siklus sonrasında hızlı sinterlenen grupta monoklinik faz oranının daha düşük bulunduğunu bildirmişlerdir (Hjerppe ve ark. 2009). Kim ve arkadaşları sinterizasyon koşullarının zirkonya seramiklerin gren boyu ve ışık geçirgenliği üzerine yaptıkları çalışmalarında sıcaklık aynı iken sinter süresi kısaltıldığında materyalin gren boyunun küçüldüğünü ve ışık geçirgenliğinin arttığını göstermişlerdir (Kim ve ark. 2013).

Tekeli ve Erdoğan slip cast tekniği ile ürettikleri zirkonya örnekleri incelemişler ve sinter sıcaklığı ve süresinin artışının gren boyunun büyümesine ve buna bağlı olarak kavitasyon miktarının artmasına yol açtığını bulmuşlardır (Tekeli ve Erdogan 2002). Daha yakın tarihli bazı çalışmalarda da sinter süre ve sıcaklığı artışının gren boyunda büyüme, kübik tanecik oranında artış ve düşük ısı bozunmasına yatkınlık gibi etkileri olduğunu bildirmiştir (Camposilvan ve ark. 2015, Inokoshi ve ark. 2014).

Bazı çalışmalarda zirkonya disklerde sinter süresini sabit tutularak sinter sıcaklığı arttırıldığında gren boyutunun büyüdüğü ve ışık geçirgenliğinin azaldığı ölçülmüştür (Sato ve Shimada 1985, Jiang ve ark. 2011). Stawarczyk ve arkadaşları zirkonya barlar üzerindeki çalışmalarında sinter süresini sabit iken sıcaklığı değiştirerek yaptıkları çalışmalarında 1600°C'yi geçen sıcaklıklarda eğilme dayanımının önemli ölçüde düştüğünü, sıcaklık artışının gren boyu artışına ve kontrast oranının düşüşüne yol açtığını göstermişlerdir (Stawarczyk ve ark. 2013).

Zirkonya materyalinde sinter süresi ve sıcaklığındaki değişimlerin materyalin mekanik ve optik özellikleri üzerinde etkileri çeşitli çalışmalarla incelenmiş olmakla birlikte materyaldeki sinterleme büzülmesi ve boyutsal stabilitesi üzerinde bir çalışma ulaşabildiğimiz kadarıyla mevcut değildir. Bu çalışmada farklı parametrelerle sinterlenen restorasyonların sinterizasyon büzülmeleri ve ısıl işlemler karşısındaki

boyutsal değişimleri kron üzerinde belirli bölgelerden yapılan ölçümlerle ortaya konulmaya çalışılmıştır.

Bu çalışmada zirkonya esaslı kron altyapı örneklerinin sinterizasyon sırasında geçirdikleri boyutsal değişiklik oranları; A, B ve C grup ortalamaları sırasıyla oklüzal çevre değerlerinde %-20.283, %-20.435 ve %-20.341; oklüzal alan değerlerinde -%36.438, %-36.693 ve %-36.678; bukkal çevre değerlerinde %-20.052, %-20.107, %-20.087; bukkal alan değerlerinde %-36.064, %-36.075, %-36.065 olarak ölçüldü.

Gerek bukkal gerekse oklüzal bölgelerde farklı süre ve sıcaklıklarda yapılan sinterlemelerin neden olduğu boyutsal değişikliklerde (sinterizasyon büzülmesi) gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p>0.05$).

Sinterizasyon sonrasında örneklerin aynı die üzerinde yapılan marjinal aralık ölçüm değerleri A, B ve C grup ortalamaları için sırasıyla 37.612 μ m, 36.687 μ m ve 33.282 μ m olarak ölçüldü. En hızlı sinterizasyon işleminin uygulandığı C grubu örneklerin marjinal aralık değeri biraz daha düşük görünmekle birlikte istatistiksel değerlendirme gruplar arasındaki farkın önemli olmadığını gösterdi ($p>0.05$).

Sonuç olarak bulgularımızın ışığında 1510°C’de 8 saat, 1540°C’de 2 saat ve 1580°C’de 10 dakika olmak üzere uygulanan üç farklı sinterleme prosedürünün materyalin sinterizasyon büzülmesi ve çalışmamızda ürettiğimiz zirkonya kron altyapılarının marjinal uyumları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığını söyleyebiliriz.

Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan altyapı materyallerinin veneerleme işlemleri sırasında geçirdikleri değişimleri inceleyen invitro çalışmalar mevcuttur. Bir çalışmada dökülebilir seramik kronların veneer uygulamaları sırasında istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte marjinal bölgede dışarı doğru genişleme gösterdiklerini bulunmuştur (Ishida ve ark. 1992). Bir çalışmada cam seramik kronların metal destekli porselen kronlara oranla daha fazla marjinal aralık değişimi gösterdiği açıklanmıştır (Castellani ve ark. 1994). Başka bir çalışmada ise ısı ile presleme

yöntemiyle üretilen feldspatik cam seramik kronların (IPS Empress) marjinal aralık değerlerinin veneer fırınlamaları sırasında anlamlı değişimler geçirdiği gösterilmiştir (Yüksel ve Çekiç 2005). Bununla birlikte slip-cast alümina kronlarda (In-Ceram alumina) veneer porseleni uygulamasının marjinal uyumu etkilemediğini gösteren bir çalışma da mevcuttur (Shearer ve ark. 1996).

Bu çalışmada oklüzal bölge çevre değerlerinde A, B ve C gruplarında sırasıyla %-0.163, %-0.181 ve %-0.086; alan değerlerinde ise %-0.321, %-0.300, %-0.197 şeklinde küçülme meydana gelmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte en hızlı sinterleme yapılan C grubundaki değişim oranlarının diğer gruplara göre daha az olduğu dikkat çekti.

Buna karşın bukkal bölge çevre değerlerinde sırasıyla %0.178, %0.144 ve %0.257; bukkal alan değerlerinde ise sırasıyla %0.340, %0.313 ve %0.556 şeklinde büyüme ölçüldü. Burada da istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte en hızlı sinterleme yapılan C grubunun diğer gruplara göre daha fazla genişleme gösterdiği dikkat çekti.

Marjinal aralık miktarında veneer fırınlaması sonrasında A, B ve C gruplarında sırasıyla % -0.062, % -0.116 ve % -0.091 olmak üzere tüm gruplarda azalma görüldü. Gruplar arasında bu açıdan istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi. Bu azalma oranı ile bukkal bölgedeki boyutsal değişimler arasında yapılan korelasyon testi sonucunda bulunan Pearson korelasyon katsayısı değerleri bukkal çevre için 0,030 ve bukkal alan için 0,066 idi. Bu değerler veriler arasındaki doğrusal ilişkinin çok düşük olduğunu ve istatistiksel olarak bir anlamı bulunmadığını gösterir.

Bu çalışmada üzerine porselen uygulanmadan veneer fırınlamasına tabi tutulan örnekler oklüzal-bukkal alanlarda ve marjinal aralık ölçümlerinde boyutsal değişimler göstermişlerdir. Kron altyapıları tüm gruplarda fırınlamalar sonrasında oklüzalde küçülürken bukkal bölgede genişleme gösterdiler. Bununla birlikte korelasyon testi sonuçları bukkal bölge genişlemesi ile marjinal aralık daralması arasındaki doğrusal ilişkinin çok zayıf olduğunu göstermiştir. Korelasyon ilişkisi istatistiksel olarak

anlamsız olsa da matematiksel verilere bakıldığında bir bağlantı olduğu görülmektedir. Bu sonuçtan hareketle bukkal bölge verilerinin marjinal aralıktaki azalmanın istatistiksel olarak açıklanmasında tek başına yetersiz olduğu, fırınlamalar sırasında meydana gelen distorsiyonların üç boyutlu olarak ölçülmesinin olgunun açıklanmasında yararlı olacağı kanısına varıldı.

Zirkonya destekli sabit restorasyonlarda görülen başlıca sorunlar veneer porselende chipping ve delaminasyondur. Üstyapı porseleninin koheziv kırılmaya uğraması anlamına gelen chipping ve altyapı ile üstyapı arasında adeziv başarısızlık olan delaminasyon zirkonya destekli restorasyonlarda metal destekli ve diğer tam seramik restorasyonlara oranla daha fazla gerçekleşir (Al-Amleh ve ark. 2010). Zirkonya alt yapının veneerlenmesi işleminin restorasyonların klinik başarısı bakımından en önemli etkenlerden biri olduğu düşünülmektedir. Bu konuda karşılaşılan başarısızlıkların nedenleri arasında veneer porseleni ile zirkonya alt yapı arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığı, alt yapı üzerine uygulanan yüzey işlemleri, veneer porseleninin dayanımı ve veneer porseleni ile alt yapı arasındaki bağlantı direnci sayılabilir (Fischer ve ark. 2008, Silva ve ark. 2010). Al-Amleh ve arkadaşları veneer porseleninin dayanımının güçlendirilmesinin chipping riskini azaltacağını bildirmiştir (Al-Amleh ve ark. 2010). Swain ise zirkonyanın hızlı soğuması ile porselende oluşan rezidüel streslerin chipping ve delaminasyonun en önemli nedenlerinden biri olduğunu savunmuştur (Swain 2009).

Çalışmamızda Y-TZP altyapıların veneer fırınlamaları sonrasında uzayın farklı yönlerinde hareketler gösterdiğini bulduk. Bu hareketler sebebiyle veneer porselen üzerinde oluşabilecek erken dönem stresler delaminasyona ve ileriki dönemlerde biriken artık stresler chipping'e neden olabilecek etkenler olarak değerlendirilebilir. Bu konuda daha detaylı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Disk veya bar şekilli zirkonya örneklerle tekrarlayan fırınlamaların etkisini inceleyen çalışmalar mevcuttur. Hjerppe ve arkadaşları disk şekilli zirkonya örneklerde

biaksiyel eğilme dayanımı ve yüzey mikro sertliği testleri sonucunda bir ve iki kez uygulanan fırınlamaların anlamlı bir değişime sebep olmadığını bulmuşlardır.

Olio ve arkadaşları ise bar şekilli zirkonya örneklerde üç nokta eğilme dayanımı ve yüzey mikro sertliği testlerinde bir ve beş kez fırınlanan barların işlem yapılmayan kontrol grubuna oranla anlamlı derecede düşük değerler gösterdiğini, yüzey pürüzlülüğü açısından ise bir fark olmadığını bildirmişlerdir (Oilo ve ark. 2008). Aynı çalışmada barların boyutları 0.001 mm hassasiyetinde bir mikrometre ile fırınlamalar öncesinde ve sonrasında ölçülmüş arada bir değişim bulunamadığı bildirilmiştir. Ulaşabildiğimiz kadarıyla literatürde tam sinterlenmiş ytrium stabilize zirkonyanın tekrarlayan fırınlamalar karşısında boyutsal değişimini ölçen tek çalışma budur. Bizim çalışmamızda boyutsal değişim bakımından farklı bir sonuç bulmamız kullanılan materyalin üreticisinin, örneklerin geometrisinin ve boyutlarının ve fırınlama parametrelerinin farklı olması ile açıklanabilir.

Literatürde CAI/CAD/CAM ile üretilen zirkonya sabit protetik restorasyon altyapılarında veneer uygulamalarının marjinal uyuma etkisini invitro olarak inceleyen araştırmalar sınırlı sayıdadır. Bulunan üç adet çalışma iki gövde içeren dört üyeli köprülerde yapılmıştır. Birincisinde veneer porselen uygulamasının marjinal uyuma etki etmediğini bildirilmiştir (Vigolo ve Fonzi 2008). Bir diğerinde ise veneer porselen uygulamasının marjinal bölgede önemli derecede distorsiyona neden olduğu, marjinal aralıkta genel olarak küçülme görüldüğü ve bunun bazı bölgelerde istatistiksel olarak anlamlı derecede olduğu gösterilmiştir (Dittmer ve ark. 2009). Son çalışmada veneerleme işleminin marjinal uyumu önemli ölçüde etkileyebileceği ve bunun ne ölçüde olacağının kullanılan zirkonya ve porselen kombinasyonuna bağlı olduğu sonucuna varılmıştır (Kohorst ve ark. 2010). Ayrıca Att ve arkadaşları çalışmalarında üç üyeli zirkonya destekli köprü altyapıları üzerine veneer uygulamasının marjinal aralıkta istatistiksel olarak anlamlılık sınırına yakın bir düzeyde artışa neden olduğu bildirmişlerdir. (Att ve ark. 2009)

Pak ve arkadaşları invitro olarak tek kron altyapıları üzerinde çalışmışlar, kullandıkları iki farklı üreticiden gelen zirkonya materyalde veneer porselen uygulamasının marjinal aralık miktarını önemli ölçüde arttırdığını bulmuşlardır (Pak ve ark. 2010). Miura ve arkadaşları yine tek kron altyapıları üzerine veneer porselen uygulanması sonrasında marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte bir azalma bildirmişlerdir (Miura ve ark. 2014). Ulaşabildiğimiz tek klinik çalışmada ise üç-altı arasında değişen üye sayılarına sahip köprülerin marjinal aralıkları veneer uygulaması öncesi ve sonrasında hasta ağızında hazırlanan silikon replikalar ile ölçülmüş; istatistiksel olarak anlamlı olmasa da marjinal aralıklarda genel olarak azalma olduğu bildirilmiştir (Bugurman ve Turker 2014).

Zirkonya altyapılarda marjinal aralık değişimleri üzerinde yapılan çalışmaların tamamında veneer porseleni uygulanmıştır. Zirkonya altyapıya porselen uygulamadan sadece tekrarlayan fırınlamaların marjinal uyuma etkisinin incelendiği bir çalışma bildiğimiz kadarıyla mevcut değildir.

Bu çalışmada tekrarlayan fırınlamalar sonucu tüm grupların marjinal aralık değerlerinde 2 saat ve 10 dakika sinterlenen gruplarda istatistiksel olarak anlamlı, 8 saat sinterlenen grupta istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte genel bir küçülme eğilimi gözlenmiştir. Bulgularımız Buğurman ve Türker ile Dittmer ve arkadaşlarının sonuçları ile uyumludur. Tüm marjinal aralık değerlerimiz klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.

Marjinal aralık ölçümlerinde ölçüm yapılacak nokta sayısı ve yerleri konusunda bir fikir birliği yoktur. Optimal ölçüm sayısını belirlemek üzere yapılmış iki çalışma mevcuttur. Groten ve arkadaşları marjinal aralık ölçümlerinde hedeflenen hassasiyet derecesine göre en az 25 noktadan, ideal olarak ise 50 noktadan ölçüm alınması gerektiğini bildirmiştir (Groten ve ark. 2000). Gassino ve arkadaşları ağız içinden ölçü alınarak laboratuarda kişiye özel hazırlanan kronlarda 90, laboratuvar şartlarında hazırlanmış abutmentlar üzerinde üretilen deneysel kronlarda ise 18 noktadan ölçüm yapılmasının ± 5 μ m hata payı ile ölçüm için yeterli olduğunu savunurlar (Gassino ve

ark. 2004). İki çalışmada da ölçümlerin eşit aralıklarla yapılmasının daha doğru olduğu ve ölçüm noktası sayısının azlığının örnek sayısı arttırılarak telafi edilebileceği sonucuna varılmıştır. Marjinal aralık ölçümü yapılan çalışmaların çoğunda ölçüm yapılan nokta sayısı 4-10 arasında değişir, (Contrepolis ve ark. 2013) tarafından yayınlanan derleme çalışmasında incelenen 54 çalışmanın sadece 18'inin yukarıda sözü edilen kriterlere uyduğu belirtilmiştir.

Bu düşünceyle çalışmamızda marjinal aralık tespitinde her bir kromda eşit aralıklarla belirlenmiş 36 nokta üzerinden ölçüm alınmıştır.

Sabit protetik restorasyonların marjinal uyumunu ölçmek için kullanılan yöntemler arasında en yaygın olanı direkt ölçümdür. Değerlendirmede en çok kullanılan ölçüm kriterleri ise Holmes ve arkadaşlarının tanımladığı marjinal aralık veya mutlak marjinal uyumsuzluk kriterleridir (Holmes ve ark. 1989, Abdou ve ark. 2010, Contrepolis ve ark. 2013). Direkt ölçüm yönteminin örnekler kesilmediği için klinik pratiğinde uygulanabilme imkânı ve kullanılan örneklerin tekrar ölçülebilmesi gibi avantajları vardır (Hamza ve ark. 2013). Direkt ölçüm ile silikon replika veya kesit alınan yöntemlere oranla çok daha fazla sayıda noktadan ölçüm alınabilmesi ve böylece daha güçlü sonuçlar elde edilebilmesi mümkündür (Yeo I. S. 2003, Ng ve ark. 2014).

Marjinal aralığın direkt ölçümünde stereo mikroskoplar veya ölçüm mikroskopları kullanılır. Bu mikroskoplar vasıtasıyla alınan dijital görüntüler bilgisayara aktararak görüntü işleme yazılımları ile (dijital fotogrametri) mesafe tayini yapılabileceği gibi (Akman 2003, Vigolo ve Fonzi 2008, Pak ve ark. 2010, Hamza ve ark. 2013), cihaza bağlı mikrometreler veya ölçüm aparatları sayesinde elle ölçüm de yapılabilir (Yüksel ve Çekiç 2005, AL-Hariri 2010, Nissan ve ark. 2013). Bu çalışmada ölçüm mikroskobu kullanılmış ve tablaya bağlı mikrometre parçaları kullanılarak tüm ölçümler elle yapılmıştır. Bu şekilde dijital görüntü alınması ve bilgisayarla ölçülmesi sırasında oluşması muhtemel görüntü distorsiyonlarını ve yazılım kalibrasyonuna bağlı hataları elimine ettiğimizi ve hata payını azalttığımızı düşünmekteyiz.

CAI/CAD/CAM sistemleri ile üretilmiş zirkonya tek kronların marjinal uyum çalışmalarında sonuçlar kullanılan sisteme, materyale ve ölçüm yöntemine göre çeşitlilik gösterir (Abduo ve ark. 2010). Cerec inlab sistemi ve In-Ceram zirconia bloklarla üretilmiş altyapılarda ortalama 43 µm marjinal aralık değeri rapor edilmiştir (Bindl ve Mörmann 2005). (Kokubo ve ark. 2011) procera kronlarda 42,5µm; (Martínez-Rus ve ark. 2011) altyapılar üzerindeki çalışmalarında Cerec inlab sistemi ve In-Ceram zirconia bloklarla 28,98 µm, procera ile 8,67 µm; (Korkut ve ark. 2011) Cercon ve procera altyapılarda sırasıyla 43,02 µm ve 50,29 µm; (Grenade ve ark. 2011) procera altyapılarda 51 µm; (Alghazzawi ve ark. 2012) ise Cerec inlab sistemi ve In-Ceram zirconia bloklarla 53 µm ortalama marjinal aralık değerleri bildirmişlerdir.

Bu çalışmamızda marjinal aralık değerleri tüm grupların ortalamaları dikkate alındığında 30,5-37,6 µm aralığında tespit edildi. Verilerimiz önceki çalışmalarla uyumludur ve klinik kullanım için önerilen aralığa uymaktadır.

Çalışmamız invitro bir araştırma olup klinik şartlarda mevcut olan değişkenleri tam anlamıyla yansıtmaz. Ayrıca tek zirkonya markası kullanılmış ve tüm örneklerle aynı veneer fırınlamalarının uygulanmış olması çalışmamızın sınırlamaları olarak kabul edilmelidir.

Sonuç olarak çalışmamızın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Üç farklı prosedürle sinterlenen Y-TZP kron altyapılarının sinterleme sırasında gösterdikleri büzülme değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.
2. Kron altyapılarının sinterleme sonrasında ölçülen marjinal aralık değerlerinde 8 saat, 2 saat ve 10 dakika sinterlenen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.
3. Veneer fırınlamaları sonrasında kron altyapılarının okluzal bölgelerinde küçülme, bukkal bölgelerinde büyüme şeklinde boyutsal değişiklikler gözlenmiştir, fakat sözkonusu değişimler üç sinter grubunun kendi içlerinde ve gruplar arası karşılaştırma açısından istatistiksel olarak anlamlı değildir.

4. Veneer fırınlamaları sonrasında üç sinter grubunda da bukkal yüzeyde olan büyümede ölçüm noktaları arası mesafelerin artış oranları birbirlerine göre istatistiksel olarak farklı değildir. Yani genişleme her yöne doğru olmuştur.
5. Veneer fırınlamaları sonrasında bukkal yüzeyde ölçülen genişleme yönü bakımından üç sinter grubu arasında istatistiksel olarak fark yoktur.
6. Veneer fırınlamaları sonucu kron altyapılarının marjinal aralıkları azalmış ve marjinal uyum iyileşmiştir. Bu azalma miktarı 8 saatlik sinter programına tabi tutulan grupta istatistiksel olarak önemsiz, 2 saat ve 10 dakikalık programlar ile sinterlenen gruplarda istatistiksel olarak önemli düzeydedir ($p<0.05$).
7. Kron altyapılarının veneer fırınlamaları sonrası ölçülen marjinal aralık değerleri üç sinter grubu arasında istatistiksel olarak farklılık göstermemektedir.
8. Y-TZP altyapının veneer fırınlamaları esnasında uzayın farklı yönlerinde gösterdiği hareketlerin üstyapı porseleninde oluşturabileceği stresler erken dönemde delaminasyon ve geç dönemde chipping başarısızlıklarının nedenlerinden biri olarak göz önüne alınmalıdır.

ÖZET

Aydoğdu Hasan Murat, Farklı Prosedürlerle Sinterlenen Y-TZP Altyapıların Fırınlama İşlemleri Karşısndaki Boyutsal Stabilitelerinin ve Marjinal Uyumlarının İnvitro Olarak Karşılaştırılması, Y.Y.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, Van, 2015. Bu çalışmada presinterize Y-TZP bloklardan frezelenerek üretilen sabit protez altyapılarının farklı prosedürlerle sinterlendiklerinde ve daha sonrasında tekrarlayan porselen fırınlamalarına tabi tutulduklarında uğradıkları boyutsal değışimleri ve marjinal uyum değeriğini ölçmek amaçlanmıştır. Çalışmada CAI/CAD/CAM sistemi kullanılarak metal alaşımından yapılmış bir model üzerine bir kron altyapısı tasarlandı ve aynı tasarımdan 72 adet üretildi. Örnekler üç gruba ayrıldı; mikron düzeyinde ölçüm yapabilen bir Toolmaker's mikroskop ile oklüzal ve bukkal yüzeylerde önceden belirlenmiş referans noktaları üzerinden boyutsal ölçümler yapıldı ve her grup farklı bir sinterleme prosedürüne tabi tutuldu. A grubu maksimum sinter sıcaklığı 1510°C olak üzere toplam 8 saat, B grubu 1540°C ve toplam 2 saat, C grubu 1580°C ve toplam 10 dakika olarak uygulandı. Sinterleme sonrası oklüzal ve bukkal yüzey ölçümleri tekrarlandı ve marjinal aralık değeriğini model üzerinde direkt mikroskopik inceleme yöntemiyle ölçüldü. Daha sonra tüm örnekler tekrarlayan fırınlamalara tabi tutuldu ve oklüzal, bukkal ve marjinal ölçümler tekrar alındı. Ölçüm sonuçlarına göre farklı sinterleme prosedürleri uygulanan grupların sinterleme büzülmesi miktarları ve sinterleme sonrası ölçülen marjinal aralık değeriğini arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Tekrarlayan fırınlamalar sonucunda örneklerin oklüzal bölgelerinde küçülme, bukkal bölgelerinde büyüme şeklinde boyutsal değışiklikler olduğu tesbit edildi. Bu değışikliklerin grupların kendi içlerinde ve gruplar arası karşılaştırması sonucunda istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü. Tekrarlayan fırınlamalar sonucunda örneklerin marjinal aralıklarının azaldığı görüldü. Marjinal aralıklardaki azalma miktarı 8 saatlik sinter programına tabi tutulan grupta istatistiksel olarak önemsiz, buna karşın 2 saat ve 10 dakikalık programlar ile sinterlenen gruplarda istatistiksel olarak önemli düzeydedir ($p<0.05$). Tekrarlayan fırınlamalar sonrası kron altyapılarının marjinal aralık değeriğini tekrar ölçüldüğünde gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık göstermediğı belirlendi.

Anahtar sözcükler: Boyutsal stabilite, Marjinal aralık, Tekrarlayan fırınlama, Y-TZP, zirkonya

SUMMARY

Aydogdu Hasan Murat, Invitro Comparison of Dimensional Stability and Marginal Fits of Y-TZP Frameworks Which are Sintered with Various Procedures and Consequently Subjected to Firing Cycles, Yuzuncu Yil University, Institute of Health Science, Ph.D Thesis in department of Prosthodontics, Van, 2015. This study was planned to determine the dimensional and marginal gap changes of fixed prosthetic frameworks which are milled from presinterized Y-TZP blocks and sintered with various procedures and consequently subjected to porcelain firing cycles. For this purpose a CAI/CAD/CAM system was employed to design and manufacture 72 identical crown frameworks on a metal alloy master model. Specimens were assigned to three groups, occlusal and buccal dimensional measurements were performed on predetermined reference points with a precision Toolmaker's measuring microscope; after that each group was sintered with a different procedure. Group A was processed in 1510°C with a total time of 8 hours, group B in 1540°C with a total time of 2 hours, group C in 1580°C and total time of 10 minutes. Following the sinterization occlusal and buccal dimensions were measured again and marginal gaps were measured on the master model with direct microscopic examination method. All specimens were subjected to porcelain firing cycles and occlusal, buccal and marginal gap measurements were repeated. It was observed that sintering shrinkage and marginal gaps of groups were not statistically different. Porcelain firing cycles lead to shrinkage in occlusal surfaces and enlargement in buccal surfaces. This dimensional changes were not statistically different within and between groups. Porcelain firing cycles caused a decrease in marginal gap. The marginal gap decrease was not statistically significant in the 8 hour sintering group, however was significant in 2 hour and 10 minute sintering groups ($p<0.05$). The ultimate marginal gap values after porcelain firing cycles was not statically significant between the three sintering groups.

Keywords: Dimensional stability, Firing cycles, Marginal gap, Y-TZP, Zirconia

KAYNAKLAR

- Abduo J, Lyons K (2013). Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *International Journal of Dentistry*, 2013.
- Abduo J, Lyons K, Bennamoun M (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *International Journal of Dentistry* 2014, 3-9.
- Abduo J, Lyons K, Swain M (2010). Fit of zirconia fixed partial denture: A systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 371, 866-876.
- Akman S (2003). Dental porselenlerde tekrarlanan fırınlama İşleminin boyutsal stabilite üzerine etkisinin dijital fotogrametri yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye
- AL-Hariri YM (2010). The effect of veneering porcelain on the marginal fit of cercon zirconia copings. Ph.D. Doctoral thesis, King Saud University, Riyadh, Saudi Arabia
- Al-Amleh B, Lyons K, Swain M (2010). Clinical trials in zirconia: A systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 378, 641-652.
- Alghazzawi TF, Liu PR, Essig ME (2012). The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by CAD/CAM technology. *Journal of Prosthodontics*, 213, 167-172.
- Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR (2012). Phillip's Science of Dental Materials, Elsevier Health Sciences.
- Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1014, 239-247.
- Belser U, MacEntee M, Richter W (1985). Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 531, 24-29.
- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dental Materials*, 251, 94-102.
- Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W (2009). Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence International*, 243.

- Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M (2008). Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dental Materials Journal*, 276, 814-820.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 2049, 505-511.
- Bindl A, Mörmann W (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 326, 441-447.
- Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH (2000). Clinical fit of procera allceram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 844, 419-424.
- Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á (2011). Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dental Materials*, 2711, 1119-1126.
- Bugurman BB, Turker SB (2014). Clinical gap changes after porcelain firing cycles of zirconia fixed dentures. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 63, 177-184.
- Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P (2011). Zirkonyanın mikroyapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması/fabrication techniques and microstructure classifications of zirconia. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 443, 197.
- Camposilvan E, Marro FG, Mestra A, Anglada M (2015). Enhanced reliability of yttria-stabilized zirconia for dental applications. *Acta Biomaterialia*, 2015.01.23
- Castellani D, Baccetti T, Clauser C, Bernardini UD (1994). Thermal distortion of different materials in crown construction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 724, 360-366.
- Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 274, 535-543.
- Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2524, 5539-5545.
- Cho SH, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M (2012). The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1071, 17-23.
- Choi S, Chan A (2004). A virtual prototyping system for rapid product development. *Computer-Aided Design*, 365, 401-412.
- Choi S, Cheung H (2005). A multi-material virtual prototyping system. *Computer-Aided Design*, 371, 123-136.

- Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 5231, 234-256.
- Coli P, Karlsson S (2003). Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *International Journal of Prosthodontics*, 171, 59-64.
- Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviole O (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1106, 447-454 e410.
- Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a y-tzp dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 343, 195-206.
- Davis BK (2010). The role of technology in facial prosthetics. *Current Opinion In Otolaryngology & Head And Neck Surgery*, 184, 332-340.
- Denry I, Holloway JA (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 31, 351-368.
- Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 243, 299-307.
- Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P (2009). Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomaterialia*, 58, 3231-3239.
- Duret F (1988). Cad-Cam in dentistry. *The Journal of American Dental Association*, 117, 715-720.
- Duret F, Preston J (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion In Dentistry*, 12, 150-154.
- Ehrlich A (1959). Erosion of acrylic resin restoration. *The Journal of American Dental Association*, 59, 543.
- Ernsmere J (1900). Porcelain dental work. *British Journal of Dental Sciences*, 43, 547.
- Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barberà M, Gomes-Azevedo S. (2012). Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *Journal of Prosthodontics*, 214, 291-295.
- Felton D, Kanoy B, Bayne SA, Wirthman G (1991). Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 653, 357-364.

Filser F. (2001) Direct ceramic machining of dental restorations. Ph.D. Thesis. Doctor of Technical Science, Swiss Federal Institute of Technology, Zurich, Switzerland.

Filser F, Kocher P, Gauckler L (2003). Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Automation*, 234, 382-390.

Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dental Materials Journal*, 273, 448-454.

Garvie R, Hannink R, Pascoe R (1975). Ceramic steel? *Nature*, 258, 703-704.

Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G (2004). Marginal adaptation of fixed prosthodontics: A new in vitro 360-degree external examination procedure. *International Journal of Prosthodontics*, 172, 218-223.

Gavelis J, Morency J, Riley E, Sozio R (1981). The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 452, 138-145.

Giordano 2nd R (1999). A comparison of all-ceramic restorative systems: Part 2. *General dentistry*, 481, 38-40, 43-35.

Goldman M, Laosonthorn P, White RR (1992). Microleakage—full crowns and the dental pulp. *Journal of Endodontics*, 1810, 473-475.

Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA (2001). Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 854, 363-376.

Green DJ, Hannink RH, Swain MV (1989). Transformation Toughening Of Ceramics. Boca Raton, FL, CRC Press.

Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A (2011). Fit of single tooth zirconia copings: Comparison between various manufacturing processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1054, 249-255.

Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 831, 40-49.

Groten M, Girthofer S, Pröbster L (1997). Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2412, 871-881.

- Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV (2004). Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, 2511, 2153-2160.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part ii. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 205, 449-456.
- Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ringer SP (2002). Microstructure of alumina-and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Key Engineering Materials*, 240, 879-882.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 331, 9-18.
- Gupta T, Bechtold J, Kuznicki R, Cadoff L, Rossing B (1977). Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *Journal of Materials Science*, 1212, 2421-2426.
- Hamza TA., Ezzat HA, El-Hossary MMK, El Megid Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF (2013). Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1092, 83-87.
- Han HS, Yang HS, Lim HP, Park YJ (2011). Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1063, 191-197.
- Helmer J, Driskell T (1969). Research on bioceramics. Symposium On Use Of Ceramics As Surgical Implants, South Carolina (USA), Clemson University.
- Herbert T, Shilling B (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics, Quintessence Books.
- Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 882, 519-529.
- Hjerppe J, Vallittu PK, Froberg K, Lassila LV (2009). Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental Materials*, 252, 166-171.
- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 624, 405-408.
- Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC (1992). Marginal fit of castable ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 675, 594-599.

- Hondrum SO (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 676, 859-865.
- Huang H (2003). Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Materials Science and Engineering: A*, 3451, 155-163.
- Hunter A, Hunter A (1990). Gingival margins for crowns: A review and discussion. Part ii: Discrepancies and configurations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 646, 636-642.
- Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 682, 322-326.
- Inokoshi M, Zhang F, Munck JD, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J, Meerbeek BV, Vanmeensel K (2014). Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dental Materials*, 30, 669-678
- Ishida H, Nahara Y, Hamada T (1992). Dimensional accuracy of castable apatite ceramic crowns: The influence of heat treatment on dimensional changes and distortion of crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 682, 279-283.
- Jacobs MS, Windeler AS (1991). An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 653, 436-442.
- Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2211, 2429-2435.
- Kantorski KZ, Scotti R, Valandro LF, Bottino MA, Koga-Ito CY, Jorge AO (2009). Surface roughness and bacterial adherence to resin composites and ceramics. *Oral Health & Preventive Dentistry*, 71, 29.
- Karlsson S (1993). The fit of procera titanium crowns: An in vitro and clinical study. *Acta Odontologica*, 513, 129-134.
- Kelly J, Benetti P (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56s1, 84-96.
- Kelly JR (1997). Ceramics in restorative and prosthetic dentistry 1. *Annual Review of Materials Science*, 271, 443-468.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 751, 18-32.
- Kelly RJ (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *The Dental Clinics of North America*, 482, 513-530.

- Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC (2013). Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 52, 161-166.
- Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M (2010). Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*, 374, 283-291.
- Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S (2005). Clinical marginal and internal gaps of procera allceram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 327, 526-530.
- Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S (2011). Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *Journal Of Prosthodontic Research*, 551, 40-43.
- Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H (2007). Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dental Materials Journal*, 265, 659-664.
- Korkut L, Cotert H, Kurtulmus H (2011). Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: An in-vitro study. *Operative Dentistry*, 361, 72-79.
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Journal Of Biomedical Materials Research*, 534, 304-313.
- Lamstein A, Blechman H (1956). Marginal seepage around acrylic resin veneers in gold crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65, 706-709.
- Land CH (1903). Porcelain dental art part 1. *Dental Cosmos*, 45.
- Lange F (1982). Transformation toughening. *Journal of Materials Science*, 171, 225-234.
- Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G (2008). Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *Journal of Oral Rehabilitation*, 352, 116-122.
- Leach CA (1987). Sintering of magnesium partially stabilized zirconia-behaviour of an impurity silicate phase. *Materials Science And Technology*, 35, 321-324.
- Lozano JF (2003). Comparison of the marginal fit of procera allceram crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics*, 163, 229.
- Lui J (1980). The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. *British Dental Journal*, 1492, 43-45.

- Luthardt R, Rieger W, Musil R (1997). Grinding of zirconia-tzp in dentistry—CAD/CAM technology for the manufacturing of fixed dentures. *Bioceramics*, 10, 437-440.
- Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A (2004). An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *International Journal of Prosthodontics*, 17, 680-686.
- Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH (2004). CAI/CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 207, 655-662.
- Luthardt RG, Johannes M (2007). Method for producing a tooth replacement having a multi-layer structure. I. G. F. Innovative, Google Patents, 11.01.2015
- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 3511, 819-826.
- Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G (2011). Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1052, 108-114.
- Matsui K, Horikoshi H, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H, Ikuhara Y. (2003). Cubic-formation and grain-growth mechanisms in tetragonal zirconia polycrystal. *Journal of the American Ceramic Society*, 868, 1401-1408.
- McLean J (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, 1313, 107-111.
- McLean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 851, 61-66.
- McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI (1979). The science and art of dental ceramics, Quintessence Publishing Company.
- Mehl A, Hickel R (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 21, 9-35.
- Miura S, Inagaki R, Kasahara S, Yoda M (2014). Fit of zirconia all-ceramic crowns with different cervical margin designs, before and after porcelain firing and glazing. *Dental Materials Journal*, 284, 484-489.

- Miyazaki T, Hotta Y (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56s1, 97-106.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 281, 44-56.
- Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H (2011). Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dental Materials*, 2712, 1273-1278.
- Mörmann W (1989). Chairside computer aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, 205, 329-339.
- Nakamura K, Adolfsson E, Milleding P, Kanno T, Ortengren U (2012). Influence of grain size and veneer firing process on the flexural strength of zirconia ceramics. *European Journal of Oral Science*, 1203, 249-254.
- Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K (2002). Marginal and internal fit of cerec3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 163, 244-248.
- Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T (1999). In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 133, 189-193.
- Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, Yatani H (2005). In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dental Materials Journal*, 243, 456-459.
- Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM (2013). Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FPD's: A literature review. *Journal of Prosthodontics*, 225, 419-428.
- Ng J, Ruse D, Wyatt C (2014). A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1123, 555-560.
- Nissan J, Rosner O, Bukhari MA, Ghelfan O, Pilo R (2013). Effect of various putty-wash impression techniques on marginal fit of cast crowns. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 331, e37-e42.
- O'Brien WJ (1997). Dental materials and their selection. Chicago, Quintessence Publications.
- Odén A, Andersson M, Krystek-Ondrasek I, Magnusson D. (1998). Five-year clinical evaluation of procera allceram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80, 450-456.

- Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM (2008). The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dental Materials*, 24, 471-475.
- Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH (2010). Influence of porcelain veneering on the marginal fit of digitized and lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 22, 33-38.
- Phillips CJ (1941). Glass, the miracle maker: Its history, technology and applications. New York, Pitman Publishing Corporation.
- Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1-25.
- Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter H (2006). On the fracture of a zirconia ball head. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 17, 289-300.
- Pilathadka S, Vahalová D (2007). Contemporary all-ceramic materials-part 1. *Acta Medica-Hradec Kralove*, 50, 101-104.
- Prosthodontics AO (1999). The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 22.
- Raigrodski AJ (2003). Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry*, 15, 469-476; quiz 477.
- Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 557-562.
- Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P (2001). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 17, 793-798.
- Ring ME (1985). Dentistry: An Illustrated History. New York, Abradale Press.
- Rinke S, Hüls A, Jahn L (1994). Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 8, 303-310.
- Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CHF. (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The International Journal of Prosthodontics*, 20, 383.
- Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after

an observation period of at least 3 years. Part ii: Fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 18s3, 86-96.

Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*, Elsevier Health Sciences.

Sato T, Shimada M (1985). Transformation of yttria-doped tetragonal ZRO₂ polycrystals by annealing in water. *Journal of the American Ceramic Society*, 686, 356-356.

Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An in vivo human study. *Journal of Periodontology*, 752, 292-296.

Sced I, McLean J, Hotz P (1977). The strengthening of aluminous porcelain with bonded platinum foils. *Journal Of Dental Research*, 569, 1067-1069.

Seo D, Yi Y, Roh B (2009). The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in cerec3 partial ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 375, 374-382.

Shearer B, Gough MB, Setchell DJ (1996). Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of in-ceram crowns. *Biomaterials*, 1719, 1891-1895.

Shillingburg HT, Sather DA, Stone SE (2012). *Fundamentals Of Fixed Prosthodontics*, Quintessence Publications

Silva NR, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ (2010). Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*, 32, 863-896.

Song TJ, Kwon TK, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yeo IS (2013). Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 53, 219-225.

Soremark R, Bergman B (1961). Studies on the permeability of acrylic facing material in gold crowns. A laboratory investigation using na. *Acta Odontologica*, 192, 297-305.

Sorensen S, Larsen I, Jørgensen KD (1986). Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *The European Journal of Oral Science*, 942, 109-114.

St John KR (2007). Biocompatibility of dental materials. *The Dental Clinics of North America*, 513, 747-760, viii.

Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CH (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations*, 171, 269-274.

- Sundh A, Molin M, Sjogren G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials*, 215, 476-482.
- Swain M (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*, 55, 1668-1677.
- Tamac E, Toksavul S, Toman M (2014). Clinical marginal and internal adaptation of CAI/CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 4, 909-913.
- Tekeli S, Erdogan M (2002). A quantitative assessment of cavities in 3 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia specimens containing various grain size. *Ceramics International*, 287, 785-789.
- Toman M, Toksavul S, Artunc C, Turkun M, Schmage P, Nergiz I (2007). Influence of luting agent on the microleakage of all-ceramic crowns. *Journal of Adhesive Dentistry*, 91, 39.
- Tsukuma K (1986). Mechanical properties and thermal stability of CeO_2 containing tetragonal zirconia polycrystals. *American Ceramic Society Bulletin*, 65, 10.
- Tsukuma K, Shimada M (1985). Strength, fracture toughness and vickers hardness of CeO_2 -stabilized tetragonal ZrO_2 polycrystals (ce-tzp). *Journal of Materials Science*, 204, 1178-1184.
- Van Noort R (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 281, 3-12.
- Vandiver PB, Soffer O, Klima B, Svoboda J (1989). The origins of ceramic technology at Dolní Věstonice, Czechoslovakia. *Science*, 2464933, 1002-1008.
- Vigolo P, Fonzi F (2008). An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *Journal of Prosthodontics*, 178, 621-626.
- Vines R, Semmelman J (1957). Densification of dental porcelain. *Journal Of Dental Research*, 366, 950-956.
- Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi KI, Yamaguchi J, Ishiguro N, Hasegawa Y (2003). Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials*, 2421, 3655-3661.
- Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 666, 747-753.

Webb P (2000). A review of rapid prototyping (rp) techniques in the medical and biomedical sector. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 244, 149-153.

Weinstein M (1962). Fused porcelain-to-metal teeth, www.google.com/patents. U.S. Patent No 3,052: 982,11.01.2015.

Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 912, 136-143.

Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M (2009). Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (cercon): End abutments vs. Cantilever design. *The European Journal of Oral Science*, 1176, 741-749.

Yalım BB, Türker ŞB (2012). Klinikte zirkonya esaslı seramikler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 91-97.

Yavuzylmaz H (1996). Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. Gazi Üniversitesi, Ankara, 192-196, 217, 232-234,239.

Yeo IS, Yang JH, Lee JB (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 905, 459-464.

Yüksel E, Zaimoğlu A (2011). Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Brazilian Oral Research*, 253, 261-266.

Yüksel G, Çekiç C (2005). Tekrarlanan fırınlama İşlemlerinin IPS empress sistem ile hazırlanan kronların kenar uyumlarına etkisi / The effect of repeated firings on the marjinal adaptation of IPS empress. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 291, 31-39.

Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED (2005). Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 195, 442-448.

Zinelis S (2009). Micro-ct evaluation of the marginal fit of different in-ceram alumina copings. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 4, 278-292.

ÖZGEÇMİŞ

HASAN MURAT AYDOĞDU, 1978 yılında Balıkesir’de doğdu. İlkokul öğrenimini Susurluk Beşeylül İlkokulu’nda, Ortaokul ve Lise öğrenimini Balıkesir Sırrı Yırcalı Anadolu Lisesi’nde tamamladı. Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi’nden 2001 yılında mezun olarak Dişhekimliği ünvanını aldı. 2010 yılından bu yana Yüzüncü Yıl Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi’nde araştırma görevlisi olarak görevini sürdürmektedir. Evli ve bir çocuk babasıdır.