

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARDA
SİNERLEME SÜRESİNDEKİ DEĞİŞİMİN
MARJİNAL VE İTERNAL ARALIĞA ETKİSİ

DİŞ HEKİMİ
Yunus Emre ÖZDEN

Protez Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA
2017

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARDA
SİNERLEME SÜRESİNDEKİ DEĞİŞİMİN
MARJİNAL VE İTERNAL ARALIĞA ETKİSİ**

DİŞ HEKİMİ
Yunus Emre ÖZDEN

Protez Programı
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Mustafa Barış GÜNCÜ

ANKARA
2017

ONAY SAYFASI

MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARDA SİNERLEME SÜRESİNDEKİ DEĞİŞİMİN MARJİNAL VE İNTERNAL ARALIĞA ETKİSİ

Yunus Emre ÖZDEN

Bu çalışma 31/05/2017 tarihinde jürimiz tarafından " Protez Programı" nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof.Dr.Ragibe Şenay CANAY

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi

Tez Danışmanı:

Yrd.Doç.Dr.Mustafa Barış GÜNCÜ

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi

Üye:

Prof.Dr.Nesrin ANIL

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi

Üye:

Doç.Dr.Hasan Önder GÜMÜŞ

Kayseri Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi

Üye:

Doç.Dr.Seçil KARAKOCA NEMLİ

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

16 Haziran 2017

Prof. Dr. Diclehan Orhan

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kâğıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır. Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

Tezimin/Raporumuntarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

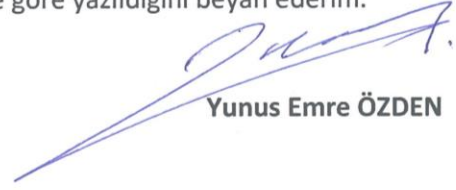
Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi


Yunus Emre ÖZDEN

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Yrd. Doç. Dr. Mustafa Barış GÜNCÜ danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.



Yunus Emre ÖZDEN

TEŞEKKÜR

Doktora hayatım süresince bana rehberlik eden, hiçbir koşulda yardımlarını esirgemeyip; bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve kalan ömrümde de varlığıyla yoluma ışık tutacağına inandığım danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. M. Barış GÜNCÜ'ye,

Tez çalışmamda bana yol gösteren, desteğini her zaman arkamda hissettiğim hocam Sayın Prof. Dr. Şenay CANAY'a,

Doktora eğitimim süresince ikinci bir danışmanım gibi her zor anımda bana varlığıyla güç veren hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Güliz AKTAŞ'a,

Doktora eğitimim boyunca öğrenimime katkıda bulunan başta anabilim dalı başkanı Sayın Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI olmak üzere Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Dt. Ahmet ŞANVER, Uzm.Dt. Sara KÖPRÜLÜ, Uzm.Dt. Hazel KOCABAŞ, Uzm.Dt. Büşra ŞENÖZ, Dt. Didem KARABEKMEZ, Dt. Merve ŞAHİN, Dt. Fatma PEHLİVANLAR, Dt. Aybike ŞAHLANAN, Dt. Burak AĞAR ve bütün çalışma arkadaşlarıma,

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi idari personeline,

Bütün sıkıntılarımdayanımdayan, beni şanslı hissettiren İdil AKMAN, Berk Mete BULAN ve kardeşim Mustafa Enes ÖZDEN'e,

Hayatımın her döneminde evlatları olmaktan gurur duyduğum annem Kadriye ÖZDEN ve babam Hüseyin ÖZDEN'e tüm kalbimle teşekkür ediyorum.

ÖZET

Özden Y.E, Monolitik zirkonya restorasyonlarda sinterleme süresindeki değişimin marjinal ve internal aralığa etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2017. Monolitik zirkonya restorasyonlar, özellikle çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior bölgede, yüksek kırılma dayanımları, karşıt dişte doğal-diş benzeri aşındırma davranışları ve estetik özellikleri ile metal-destekli restorasyonlara iyi bir alternatiftir. Restorasyonun üretimindeki, en önemli aşamalardan biri olan sinterleme sürecinde ısı ve süre ile ilgili yapılacak değişiklikler, materyalin fiziksel özelliklerini etkileyebilir. Bu in vitro çalışmanın amacı; sinterleme süresindeki değişimin monolitik zirkonya kronların marjinal ve internal uyumlarına etkisini araştırmaktır. Bu amaçla, 4mm yükseklikte simante implant dayanak analogları üzerinde LAVA® Plus, CEREC®, KATANA® Y-TZP yarı sinterize bloklardan, üst birinci molar diş formunda toplam 60 adet monolitik kron üretilmiştir. Örnekler markalara göre 3 gruba, sinterleme zamanına (2.25 ve 7 saat) göre de 2 alt gruba ayrılmıştır (n=10). Marjinal ve internal aralık değerleri silikon replika yöntemi kullanılarak ışık mikroskobu ile $\times 45$ büyütmede fotoğraflanmıştır. Ölçümler Image J bilgisayar programı kullanılarak dijital ortamda yapılmıştır. Marka ve sinterleme süresinin marjinal ve internal aralığa etkisi aynı anda incelendiği için “iki yönlü ANOVA” istatistiksel analiz yöntemi kullanılmıştır. Sonuç olarak uzun sinterleme süreleri dikkate alındığında, çalışmada kullanılan sistemler arasında toplam siman film kalınlığı değerleri açısından, istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p > 0.0001$). CEREC® ve LAVA® bloklardan üretilen kronlarda marjinal aralık değerleri sinterleme süresinden istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde etkilenmemiştir ($p > 0.0001$). KATANA® bloklardan üretilen kronlarda ise sinterleme süresinin kısılması marjinal ve okluzal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede artışa neden olmuştur ($p < 0.0001$). Çalışmamızın sonucunda sinterleme süresinin üretici firmaların önerdiği doğrultuda uygulanmasının gerekliliği desteklenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Tam seramik, monolitik, zirkonya, marjinal uyum

ABSTRACT

Özden Y.E, Effect of sintering time on the marginal and internal fit of monolithic zirconia restorations. Hacettepe University, Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2017. Monolithic zirconia restorations are a good alternative to metal-supported restorations, particularly in the posterior region, where the chewing force is concentrated, given their high fracture toughness, counter-dental natural tooth-like abrasion behavior, and esthetic properties. Changes in temperature and the duration of the sintering process, which is one of the most important steps in the production of these restorations, can affect the physical properties of the material. The purpose of this *in vitro* study was to investigate the effect of changes in sintering time on marginal and internal fit of monolithic zirconia crowns. For this purpose, a total of 60 monolithic crowns were produced from LAVA® Plus, CEREC®, or KATANA® Y-TZP semi-sintered blocks, on the implant cement-retained abutment analogues at 4-mm height, in the form of the first molar tooth. The samples were divided into 3 groups according to the brand and 2 subgroups according to sintering time (2.25 or 7 h) (n = 10 per subgroup). The marginal and internal gaps were photographed using a light microscope (× 45 magnification) by a silicon replica method, and the measurements were made digitally, using Image J. The effect of the brand and sintering time on the marginal and internal gap values were examined concurrently using 2-way analysis of variance. According to long sintering time, no statistically significant difference was observed between the systems used in the study in terms of total cemented film thickness values ($p>0.0001$). Crowns fabricated from CEREC® and LAVA® blocks, marginal gap values were not affected as statistically significant due to the change of sintering time ($p>0.0001$). Crowns fabricated from the KATANA® blocks, the shortening of the sintering time caused a statistically significant increase in the marginal and occlusal gap values ($p<0.0001$). As a result of our work, the necessity of applying the sintering time in accordance with the manufacturer's recommendations is supported.

Keywords: All ceramic, monolithic, zirconia, marginal fit

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Porselenler	3
2.1.1. Dental Porselenlerin Tarihsel Gelişimi	3
2.2. Tam Seramik Sistemleri	4
2.2.1 Sınıf I seramikler (Toz/Likit)	4
2.2.2 Sınıf II seramikler (Cam Seramikler)	5
2.2.3. Sınıf III seramikler (Yüksek dayanımlı kristal yapıda-oksit seramikler)	6
2.3 Zirkonya Restorasyonlarda Sinterleme	8
2.3.1. Yeşil Zirkonya (<i>Green stage</i>)	9
2.3.2. Tam Sinterlenmiş Zirkonya (<i>Hot Isostatic Pressing</i>)	9
2.3.3. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya (<i>Non-Hot Isostatic Pressing</i>)	9
2.4. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar	9
2.4.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları	10
2.4.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları	10
2.4.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Fiziksel Özellikleri	11
2.5. Porselen Restorasyonlarda Marjinal Aralık	16
2.5.1. Marjinal ve internal uyuma etki eden faktörler	19
2.6. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Yöntemleri	23

2.6.1. Day üzerinden fotoğraf çekimi ile ölçüm tekniği	23
2.6.2. Rezin replika tekniği	23
2.6.3. Silikon replika tekniği	24
2.6.4. Kesit alarak ölçüm tekniği	24
2.6.5. Üç boyutlu yüzey tarama tekniği	24
2.6.6. Radyografiler	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Çalışmanın Kurulumu ve Modellerin Hazırlanması	26
3.2. Monolitik zirkonya kronların hazırlanması ve üretimi	28
3.3. Sinterleme	30
3.4. Silikon replikaların hazırlanması	32
3.5. Işık mikroskobu ile internal ve marjinal aralığın kaydı	34
3.6. Bilgisayar ortamında marjinal ve internal aralık ölçümlerinin yapılması	36
4. BULGULAR	39
4.1. Marjinal Aralık Ölçüm Değerleri	39
4.2. Aksiyel Aralık Ölçüm Değerleri	43
4.3. Okluzal Aralık Ölçüm Değerleri	45
4.4. Tüm ölçüm noktaları (Marjinal, Aksiyel ve Okluzal) için siman film kalınlığı ortalama değerleri	47
5. TARTIŞMA	51
6. SONUÇLAR	58
7. KAYNAKLAR	59
8. ÖZGEÇMİŞ	71

SİMGELER VE KISALTMALAR

ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım / Bilgisayar destekli üretim (<i>Computer aided design / computer aided manufacturing</i>)
dk	: Dakika (Zaman birimi)
FSZ	: Tam Stabilize Zirkonya (Fully stabilized zirconia)
Gpa	: Gigapaskal (Elastik modülüs)
Mm	: Milimetre (Uzunluk birimi)
MPa m ^{1/2}	: Kırılma dayanımı
MPa	: Megapaskal (Basınç birimi)
MH	: Marten's Sertliği
µm	: Mikrometre (Uzunluk birimi)
N	: Newton (Kuvvet birimi)
PSZ	: Kısmi Stabilize Zirkonya (<i>Partially stabilized zirconia</i>)
TZP	: Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (<i>Tetragonal zirconia polycrystals</i>)
Y	: İttriyum
Y ₂ O ₃	: İttriyum Oksit
Y-TZP	: İttriyum stabilize zirkonya kristalleri (<i>Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals</i>)
Zr	: Zirkonyum
ZrO ₂	: Zirkonyum oksit
C°	: Santigrat derece (Sıcaklık birimi)

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Holmes ve arkadaşlarının uyumsuzluk terminolojisi	18
3.1. Akriğin sertleşmesinden sonra ekstromattan çıkartılan kalıbın açılması.	27
3.2. Örneklerin üretileceği model alt yapıların hazırlanması.	27
3.3. Monolitik Zirkonya Kronların Bilgisayar Tasarımları.	29
3.4. Monolitik Zirkonya Kronlar	30
3.5. Sinterlemede Kullanılan Sirona inFire HTC speed fırın.	31
3.6. Uzun sinterleme işleminin zaman/sıcaklık şeması.	31
3.7. Kısa sinterleme işleminin zaman/sıcaklık şeması.	32
3.8. İnce kıvamda polivinil siloksan ölçü materyalinin uygulanması.	33
3.9. Kronun parmak basıncı ile yerleştirilmesi.	33
3.10. Destek için ince kıvamda silikon ölçü maddesinin uygulanması.	34
3.11. Silikon replikaların kesilmesi.	35
3.12. Silikon replikaların kesilmesi.	35
3.13. İnternal ve marjinal uyum ölçüm noktalarının şematik görünümü.	36
3.14. Mikroskopik görüntü.	37
4.1. LAVA® , CEREC® ve KATANA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin marjinal aralık değerlerinin grup içi farklılıkları.	42
4.2. LAVA® , CEREC® ve KATANA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin aksiyel aralık değerlerinin grup içi farklılıkları	44
4.3. LAVA® , CEREC® ve KATANA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin okluzal aralık değerlerinin grup içi farklılıkları..	46
4.4. LAVA® , CEREC® ve KATANA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerlerinin grup içi farklılıkları.	49

TABLolar

Tablo	Sayfa
3.1. Çalışmada Kullanılan Monolitik Zirkonya Materyaller.	28
4.1. Uzun sinterleme gerçekleştirilen örneklerin marjinal, aksiyel ve okluzal aralık ölçüm değerleri (μm).	40
4.2. Kısa sinterleme gerçekleştirilen örneklerin marjinal, aksiyel ve okluzal aralık ölçüm değerleri (μm).	41
4.3. LAVA [®] , CEREC [®] ve KATANA [®] bloklar ile üretilen monolitik zirkonyalara ait marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farklılıklar	43
4.4. LAVA [®] , CEREC [®] ve KATANA [®] bloklar ile üretilen monolitik zirkonyalara ait aksiyel aralık ölçüm değerleri arasındaki farklılıklar.	45
4.5. LAVA [®] , CEREC [®] ve KATANA [®] bloklar ile üretilen monolitik zirkonyalara ait okluzal aralık ölçüm değerleri arasındaki farklılıklar	47
4.6. LAVA [®] , CEREC [®] ve KATANA [®] bloklar ile üretilen monolitik zirkonyalara ait tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri arasındaki farklılıklar.	49

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliği uygulamaları, genel anlamda hastanın diş kökenli ağrılarının giderilmesi, işlevsel ve görsel ihtiyaçlarının karşılanması temellerine dayanır. İletişim çağının beraberinde getirdiği yenilikler ile sosyo-kültürel alanda ortaya çıkan gelişmeler sonucu, görsel ihtiyaçlar en az işlevsellik kadar önem kazanmıştır.

Sabit protetik uygulamalarda kullanılan metal-seramik restorasyonlar, estetik beklentileri uzun yıllardır kabul edilebilir düzeyde karşılansa da, doğal diş-benzeri görünüm elde etme çabası, gelişen teknoloji ile birlikte öncelik haline gelmiştir. Metal-seramik restorasyonların ışık geçirgenliğinin doğal diştten çok farklı olması ve özellikle uzun vadede dişeti çevresinde metale bağlı grimsi renklenme oluşumu, bu arayışın başlıca nedenleridir.

Diş hekimliğinde metal içermeyen feldspatik porselen kullanımı ilk olarak 1900'lerin başında Land tarafından gerçekleştirilmiştir. Ancak metal desteksiz seramiklerin gelişimi 1965 yılında McLean'in feldspatik porselenin yapısına uygulanan Al_2O_3 (Alümina) miktarını arttırmasıyla başlamıştır. Sonrasında ortaya çıkan gelişmeler, daha estetik sonuçlar elde edebildiğimiz tam seramik restorasyonların klinik kullanımını yaygın hale getirmiştir (1). Alümina içerikli porselen restorasyonların en büyük dezavantajı düşük kırılma dayanımları ($1.5-2.5 \text{ MPa} \times \text{m}^{0.5}$) ve eğilme dirençleri (752 MPa) olarak gösterilmiştir (2, 3).

Son yıllarda, diğer tam seramik materyallere göre daha üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya restorasyonlar, oksit seramikler arasında daha fazla tercih edilen ve görece daha fazla araştırmaya konu olan grup olmuştur (4). Özellikle, 1970'lerin sonlarına doğru zirkonyumun dönüşüm fazlarının anlaşılması ve sonrasında daha sert yapıdaki Y-TZP'nin (Yitriyumla stabilize zirkonya) kullanılmasıyla birlikte bu konudaki araştırmalar hız kazanmıştır. Günümüzde, zirkonya dental seramik materyaller arasında en fazla eğilme direncine (900-1200 MPa) ve kırılma dayanımına ($9-10 \text{ MPa} \text{ m}^{1/2}$) sahip materyaldir (5).

Üstün mekanik özellikleri sağlayan yüksek oksit içeriği, zirkonyanın tek başına estetik restorasyonlarda kullanımını sınırlamaktadır. Zirkonya yoğun opak rengi nedeniyle, feldspatik porselen kaplama ile birlikte uygulanmaktadır. Bu

uygulamadaki en sık görülen başarısızlık ise *veneer* (kaplama) porselende oluşan *koheziv* kırıklardır. Veneer porselen ile zirkonya altyapı arasındaki bağlantıdan kaynaklı sorunlara çözüm olarak görece daha estetik monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir (6).

Monolitik zirkonya restorasyonlar ek bir tabakalama işlemi gerektirmediğinden, yapımı daha kolaydır. Üretim zamanı ve maliyeti açısından da daha uygun olduğu için, rutin klinik uygulamalarda kullanımı giderek artmaktadır. Bunun yanı sıra, özellikle *bruksizm* ve yetersiz interokluzal mesafe varlığı gibi durumlarda, monolitik zirkonya kullanımını destekleyen çalışmalar bulunmaktadır (7, 8).

Sabit protetik tedavilerde, restorasyonun dayanıklılığı ile birlikte diş yapısının ve periodontal dokuların sağlığı, bir bütün olarak değerlendirilir. Restorasyonun marjinal uyumu, dişte meydana gelecek sekonder çürüğü önlemede ve periodontal dokuların sağlığının korunmasında kritik öneme sahiptir. Marjinal bölgedeki uyumsuzluk, plak birikimi, mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşumu gibi pek çok biyolojik ve mekanik sorunlara neden olabilir (9-11).

Sabit protetik restorasyonlarda, restorasyonun marjinal uyumunu etkileyen faktörler çok sayıda araştırmaya konu olmuştur (12-16). Özellikle restorasyonun üretim aşamasındaki uygulamalar, restorasyonun uyumunu etkileyebilmektedir (17). Zirkonya restorasyonların üretimindeki en önemli aşamalardan bir tanesi sinterleme aşamasıdır. Sinterleme, pöröz ve görece daha az sertlikteki yapının ısı işleme tabi tutularak, partiküller arasında daha güçlü katı bir bağ oluşturulması işlemidir. Sinterleme işleminin doğal sonucu olarak, materyalde %20- 25 oranında hacimsel büzülme meydana gelir (4). Sinterleme sırasında uygulanan ısı, bu ısının uygulama süresi ve basınç, materyalin fiziksel özelliklerinde değişikliklere neden olabilir (18, 19).

Bu çalışmanın amacı; monolitik zirkonya restorasyonlarda, sinterleme süresindeki değişikliklerin, restorasyonun marjinal ve internal uyumuna etkisini araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Porselenler

2.1.1. Dental Porselenlerin Tarihsel Gelişimi

Diş hekimliği uygulamalarının başlangıcının MÖ 7000’li yıllara dayandığı düşünülmektedir, ancak bu alandaki en önemli gelişmeler 18. yüzyılda gerçekleşmiştir. İnsan dişi boyutlarında yontulan hayvan dişleri (mineral dişler) eksik dişlerin tedavisinde kullanılmaktaydı. Bu yöntemle, diş hekimi John Greenwood’un su aygırının diş minesini yontarak dönemin başkanı George Washington’a tam protez yaptığı rapor edilmiştir (20).

18. yüzyılın ilk yarısında porselen içeriğindeki kalsiyum oksit yerine feldspar kullanımı ve yüksek fırınlama derecelerinde üretim yapılabilmesi porselendeki kritik gelişme olarak dikkati çekmektedir. 1723 yılında Pierre Fauchard, *Le Chirurgien Dentist* dergisinde yazdığı makalede, porselenin mine yapısını ve diş eti dokularını taklit edebileceğini ifade etmiştir. 1774 yılında Paris’li eczacı Alexis Duchateau, asistanı diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ile birlikte Guerhard Porselen Fabrikası’nda Duchateau’nun daha önce yaptığı boyanmış ve kötü kokan protezlerinin yerine ilk başarılı porselen protezleri yapmışlardır. Chemant daha sonra dental porselenin içeriğini geliştirerek patent almış ve kendi hastalarında uygulamaya başlamıştır (21, 22).

Ancak diş hekimliğinde porselenin yaygın olarak kullanılmaya başlaması 20. yüzyılın ikinci yarısında olmuştur. 1962’de Weinstein ve arkadaşları tarafından bulunan yeni bir formül, metal destekli porselen restorasyonların çıkış noktası olmuştur. %11’den fazla potasyum içeren feldspar eritilip, hızlıca soğutulduğunda cam meydana geldiği bildirilmiştir. Cam yapı tekrar ısıtıldığında “lösit” olarak adlandırılan ve ilk yapıda bulunmayan yeni bir kristal bileşenin oluştuğu rapor edilmiştir. Bileşen yüksek ısıl genleşme katsayısına sahiptir ve metale bağlanması mümkündür (23).

Metal desteğe ihtiyaç duymadan porselenin uygulanabileceği fikri (tam seramik sistemler) ilk olarak 1965 yılında McLean’in feldspatik porselenin yapısına

Al_2O_3 ilave etmesiyle ortaya çıkmıştır (24). Sonrasında porselenin yapısına değişik oranlarda eklenen oksitler, daha dayanıklı seramiklerin kullanılmasının yolunu açmıştır ve metal destekli porselenlere alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır.

2.2. Tam Seramik Sistemleri

Diş hekimliğinde seramik materyallerinin sınıflandırılması, iletişim, eğitim ve tedavi planlaması amacıyla kullanılmaktadır. İdeal sınıflandırma; materyalin hangi bölgede uygulanacağını, ne tip bir restorasyon olarak kullanılacağını belirlemeli ve simantasyonda materyal seçimine yardımcı olmalıdır. Klinik endikasyonlara, üretim yöntemlerine, bağlanma kabiliyetine, fırınlama derecesine, mikro yapılarına, translusensi özelliklerine, kırılma dayanımına, karşıt dişte meydana getirdikleri aşındırma oranlarına göre birçok sınıflandırma mevcuttur (11, 25, 26).

Dental seramikleri sınıflandırırken; seramikleri kompozisyonlarına ve nasıl işlendiklerine göre sınıflandırmak, tüm koşullarda en konservatif seramiğin uygun ve doğru şekilde seçilmesi için net klinik parametreler sağlayabilir. Edward McLaren tam seramikleri kompozisyonlarına ve nasıl işlendiklerine göre 4 sınıfa ayırmıştır. Yaptığı çalışmada, sağlıklı diş yapısının korunmasına göre, en konservatif diş preparasyonundan daha invaziv diş preparasyonuna doğru bir sınıflandırma tanımlamıştır. Bu şekilde yapılan bir sınıflandırmanın her klinik durum için en konservatif seramiğin uygun şekilde değerlendirilmesi ve seçilmesi için anlaşılır parametreler sunduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda Edward McLaren'in tam seramik sınıflandırması kullanılmıştır (27).

2.2.1 Sınıf I seramikler (Toz/Likit)

Sınıf I toz ve likit porselenler temel olarak silikon dioksit içeren malzemelerden üretilir ve camsı bir içeriğe sahiptir. İçerisinde değişik miktarlarda camsı kristal faz bulunmaktadır. Sınıf I seramikler feldspatik porselen içerir. Feldspatik porselenler, ana maddeleri feldsparlardan oluştuğu için "feldspatik" olarak isimlendirilirler. Bunun yanı sıra içeriğinde çeşitli miktarlarda potasyum, sodyum, baryum ve kalsiyum bulunur (28).

Sınıf I materyaller toz-likit karışımının uygulanmasıyla üretilirler. Günümüzde kullanılan en estetik porselenler feldspatik porselenlerdir. Işık geçirgenlikleri doğal diş ile benzerdir. Ancak, aynı zamanda fiziksel olarak en zayıf dental porselen olarak bilinirler (29, 30). Diş dokusu üzerinde %50 veya daha fazla mine dokusunun kaldığı durumlarda ve restorasyonun bitim sınırlarının %70 veya daha fazla oranda mine üzerinde olduğu durumlarda ideal olarak kullanılabilirler (31). Materyalin yüksek translusensi özelliği doğala çok yakın estetik sonuçlar vermesini sağlar (32). Sınıf I materyaller genel olarak anterior dişlerde *lamine veneer* restorasyonlar şeklinde kullanılmaktadır. İçeriklerindeki yüksek miktardaki camsı faz sayesinde adeziv simantasyona uygundur ve hatta adeziv simantasyon kullanımı zorunludur. Uzun dönemli klinik araştırmalar feldspatik porselenin mine dokusu ile başarılı adezyon oluşturduğunu rapor etmektedir (27).

2.2.2 Sınıf II seramikler (Cam Seramikler)

Sınıf II seramiklerin bileşimi ile sınıf I seramiklerin bileşimi benzer olmasına karşın, cam-kristalin oranı ve kristal çeşidi olarak içerikleri birbirlerinden farklıdır. Sınıf II materyallerde, farklı oranlarda kristal çeşitleri cama eklenebilir. Sınıf II seramiklerde, Sınıf I seramiklere göre kristal oranının fazla olması, seramiğin dayanıklılığının arttırırken, azalan translusensi estetik özellikleri düşürür (27). Sınıf II materyallerin üretimi, endüstriyel bloklardan presleme ve/veya kazıma şeklindedir. Sınıf II seramikler kristal içeriğine göre alt gruplara ayrılır.

Sınıf IIa grubu, %50'den az lösit içeren feldspatik cam yapıda materyallerdir. Sınıf I materyallerden farklı olarak tek kuron restorasyonlarda kullanımları uygundur. Tek başına restorasyon materyali olarak kullanılabilirler gibi, feldspatik porselen ile kaplanmalarıyla daha estetik sonuçlar elde edilebilir. Bu grupta en çok bilinen seramik; IPS e.max (Ivoclar Vivadent) 'tir. IPS e.max; silika, lityum dioksit, alümina, potasyum oksit ve fosfor pentoksit içeriğinden oluşur.

Sınıf IIb grubu %50'den fazla kristalin içeren cam seramiklerdir. Materyalin mikro yapısı, ayrı kristallerin ikinci fazını çevreleyen bir cam matriksten oluşur. Sınıf IIa restorasyonlar ile benzer endikasyonlara sahip olmakla beraber, buna ilaveten

posterior tek diş ve anterior üç üniteli köprü yapımında da kullanılabilirler. Yeni materyallerden zirkonya destekli lityum silikatlar (Zirconia-reinforced lithium silicates; VITA Suprinity, CELTRA Duo -Dentsply-, vb.) Sınıf IIb seramiklerdir. Yapılarındaki %10'a yakın zirkonya, lityum silikat cam seramiği destekler. Yapılan in vitro çalışmalar görsel ve fiziksel özelliklerinin lityum disilikatlar ile benzer olduklarını göstermiştir (33, 34).

Sınıf II seramikler camsı matriks faz içeriklerinden dolayı adeziv simantasyon ile birlikte uygulanmalıdır.

2.2.3. Sınıf III seramikler (Yüksek dayanımlı kristal yapıda-oksit seramikler)

Sınıf III materyalleri, az veya hiç cam matriks fazı olmayan yüksek dayanımlı kristalin seramiklerdir. Sinterlenmiş kristalin içeriğiyle kristalin fazdaki tanecikler ile bağlantı sağlaması sayesinde cam seramiklerden ayrılırlar. Yapılan çalışmalarda, kırılma dayanımı feldspatik porselenler için 100 MPa, lityum disilikatlar ile güçlendirilmiş cam seramikler için 400 MPa olarak belirtilirken, sinterlenmiş alümina için 687 MPa ve sinterlenmiş zirkonya için 1200 MPa olarak gösterilmiştir (35, 36).

Yapılarındaki yüksek miktardaki oksit içeriği bu sınıftaki seramiklere yüksek kırılma dayanımı kazandırırken, yüksek estetik beklentilerin olduğu bölgelerde kullanımını sınırlandıracak opak görünüme neden olur. Bu nedenle feldspatik porselen ile kaplanarak uygulanması tercih edilmektedir. Alt tabakanın rengine bağlı olarak veneer porselen kalınlığı 1.2 mm ile 1.5 mm arasında değişim gösterir. Sınıf III seramikler içerdikleri kristalin oranına göre iki gruba ayrılır (27).

Sınıf IIIa materyallerin üretimi üç aşamadan oluşur; birinci aşamada bir blok yapı içerisinde gözenekli bir matriks oluşturulur, daha sonra ikinci aşamada CAD / CAM teknolojisi kullanılarak şekillendirilir ve son aşamada ikinci bir faz malzemesi eritilerek malzeme içindeki gözenekleri doldurması sağlanır.

Lantan alüminosilikat camı, tüm gözeneklere sıvı ya da erimiş cam şeklinde çekilir. Bu sayede yoğun ve iç içe geçmiş bir materyal oluşur. Ortaya çıkan materyal az miktarda cam içeren %85 kristalin içerikli bir yapıdır. Son zamanlarda

popülaritesini yitirmekte ve yerini %100 polikristalin içeren seramiklere bırakmaktadır (27). (In-ceram Zirconia - Vita, Bad Säckingen, Almanya)

Yüksek dayanımlı alümina bazlı materyaller ve zirkonya bazlı materyaller Sınıf IIIb seramikler sınıfına girer. %100 veya %100'e yakın oranda kristalin seramiklerden oluşur. Bu sınıfta bulunan alümina içerikli sistemlerin tek kron restorasyonlardaki uzun dönemli başarısı rapor edilmiştir (37, 38). İçeriğinde camsı matriks faz hiç olmadığı veya çok az olduğu için adeziv simantasyon protokolünde uygulanan hidroflorik asit materyalin yapısına etki etmez. Bu nedenle, bu tür restorasyonlarda adeziv simantasyon uygulaması zorunlu değildir. Zirkonya seramikler diğer tam seramiklerden farklı olarak, çok üniteli sabit bölümlü protezlerde kullanılabilir (39).

Alümina içerikli oksit seramikler

Yaklaşık %99.5 oranında Alümina (Al_2O_3) içeriğine sahiptir. İlk olarak 1990'ların ortalarında Nobel Biocare firması tarafından CAD/CAM ile üretime uygun kor materyali (Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL) olarak tanıtılmıştır. 17 – 20 GPa oranlarında çok yüksek sertliğe sahiptir ve dental seramikler içerisinde en yüksek elastisite modülüne ($E=300$ GPa) sahip materyaller olarak bilinmektedir. Ancak yüksek elastisite modülünün büyük kütleli kırıklara neden olabileceği bildirilmiştir (24). Alümina içerikli seramiklerde kor kırıklarına yatkınlık, zirkonya bazlı seramikler gibi görece daha üstün mekanik özelliklere sahip materyallerin gelişmesine neden olmuştur.

Stabilize Zirkonya Oksit Seramikler

Saf zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik formlar olmak üzere üç farklı allotropik yapıda bulunur. Zirkonyanın allotropik yapısı, 1170 C°'ye kadar monoklinik formda değişmeden kalırken, 1170 C°'nin üstünde tetragonal forma ve 2370 C°'den sonra da kübik forma dönüşür. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken kristallerin hacmi %4-5 oranında artar ki bu durum mikro çatlak ve makro çatlakların görünümü ve mekanik özelliklerinin kaybına neden olur. Monoklinik faz oda

sıcaklığında kırılındır. Bu nedenle teknik uygulamalarda tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi önlemek için bileşiğin stabilizasyonu gereklidir. Bu olay “*transformation toughening*” olarak adlandırılır. Stabilizasyon, saf zirkonyumun itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitler ile alaşım oluşturmasının sağlanmasıyla olur. Bu elementler tam veya kısmi olarak stabilize edilebilirler ve bu durum da zirkonyanın mikro yapısına göre sınıflanmasının çıkış noktasını oluşturur (40).

FSZ : Tam Stabilize Zirkonya (*Fully stabilized zirconia*)

Zirkonya kübik formdadır ve %8 morden daha fazla itriyum oksit içerir. (Y_2O_3)

PSZ : Kısmi Stabilize Zirkonya (*Partially stabilized zirconia*)

Kübik bir matris içerisindeki çok küçük boyutlarda tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşur.

TZP : Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (*Tetragonal zirconia polycrystals*)

İtriyum veya seryum ile stabilize edilmiş tetragonal fazdaki monolitik materyallerdir.

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyumların büyük bir kısmı TZP tipinde olup, yaygın olarak itriyum içerikli Y-TZP formundadırlar. Bu formun frezeleme ve sinterleme sonrası iyi kırılma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir. (41)

2.3 Zirkonya Restorasyonlarda Sinterleme

Pöröz bir yapının ısı işleme tabi tutularak, malzemenin içeriğindeki porların azaltılması ve partiküller arasında güçlü katı bir bağın oluşturulması işlemine sinterleme denilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyanın, yeterli fiziksel özelliklerini kazanması için gerekli olan en önemli üretim aşaması sinterlemedir. Günümüzde üreticiler tarafından sunulan zirkonya bloklar, farklı sinterlenme aşamalarına göre yeşil zirkonya, yarı sinterlenmiş zirkonya ve tam sinterlenmiş zirkonya olmak üzere üç gruba ayrılır.

2.3.1. Yeşil Zirkonya (*Green stage*)

Yeşil zirkonya bloklar en kolay işlenebilen bloklardır ve bu bloklara kuru ortamda elmas ve tungsten frezler ile frezeleme işlemi uygulanır. Sinterleme sırasında meydana gelebilecek büzülmenin tolere edilebilmesi için %20-25 oranında daha geniş işlenirler. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık % 20-30'luk bir büzülmeye uğrayarak daha sağlam bir yapı halini alır.

2.3.2. Tam Sinterlenmiş Zirkonya (*Hot Isostatic Pressing*)

Tam sinterlenmiş zirkonya bloklarda sinterleme işlemi tamamlandığı için direkt olarak frezeleme işlemi uygulanır. Tam sinterlenmiş bloklar, elmas uçlu frezlerle su soğutmalı olarak frezelenir. Yeşil, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonya blokların frezelenme işlemleri karşılaştırıldığında sinterlenmiş zirkonya blokların kazınmasının daha fazla zaman ve maliyet gerektirdiği söylenebilir.

Tam sinterlenmiş zirkonya blokların frezeleme işlemi sırasında mikro yapılarında hasar meydana gelebilir. Bu yüzden tam sinterleme yerine ön sinterleme veya yarı sinterleme olarak adlandırılan bir uygulama geliştirilmiştir.

2.3.3. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya (*Non-Hot Isostatic Pressing*)

Sinterleme işleminin aşındırma işleminden sonra yapıldığı bu teknikte, frezeleme işlemi daha kolay olmasına karşın materyal daha poröz yapıdadır. Frezeleme yapılan blokta, sinterlemeden sonra %20 ile %30 oranında hacimsel büzülme meydana gelirken materyalin dayanıklılığı artar. Diş hekimliği uygulamalarında sıklıkla yarı sinterlenmiş bloklar kullanılmaktadır.

2.4. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Yüksek dayanımlı oksit seramik restorasyonlarda porselen tabakalama tekniği diş-benzeri görünüm elde edilmesine olanak sağlarken, beraberinde başka bir sorun ortaya çıkar. Tabakalanan porselenin alt yapıdan ayrılması (*chipping*) hala güncel bir sorun olarak çeşitli araştırmalarda rapor edilmiştir. (5, 6, 42) Bu nedenle, özellikle tabakalamaya gerek olmayan monolitik restorasyonlar ön plana

çıkılmaktadır. Diğer materyallere göre üstün fiziksel özellikleri nedeniyle son yıllarda zirkonyum seramiklerin monolitik kullanımı ile ilgili çalışmaların popülerliğini artırmıştır.

“Mono” kelimesi Yunanca’daki “tek”; “litik” kelimesi ise “taş” anlamına gelen karşılıklarından köken alır. Günümüzde “bütünün tamamını tek materyalle oluşturan” restorasyonları ifade etmek için kullandığımız “monolitik” kelimesinin doğrudan karşılığının “tek taş” olduğu söylenebilir. Böyle restorasyonlar için “monoblok” terimi de yaygın olarak kullanılmaktadır.

Zirkonyanın içeriğindeki alümina miktarı arttıkça yoğunluğu artar ve translusensi özelliği düşer (43). Bu nedenle; yeni geliştirilen zirkonya bloklarının içeriklerindeki alümina miktarı düşürülerek daha translusent yapıda monolitik zirkonya restorasyonlar elde etmek amaçlanmıştır.

2.4.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları

Monolitik zirkonya restorasyonların avantajları aşağıdaki şekilde özetlenebilir (1, 7, 44, 45) :

- * Monolitik zirkonya restorasyonlar yüksek biyo yumluluğa sahiptir.
- * Yüksek translusensi özellikleri dolayısıyla estetikler ve özel boyama solüsyonları kullanılarak boyanabilir.
- * Yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısı dayanımına (2600 derece) sahiptir (44).
- * Aşınma dirençleri doğal dişe benzerlik gösterir (45).
- * İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumları tolere edebilir.
- * İnley ve onlay restorasyonlarda uygulanabilir.
- * Restorasyonun uygulanacağı dişte diğer restorasyon tiplerine göre daha az preparasyon gerektirir.

2.4.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları

Monolitik zirkonya restorasyonlar üzerine yapılmış çalışmaların sonuçları doğrultusunda dezavantajları aşağıdaki şekilde özetlenebilir (46) :

1. Monolitik zirkonya restorasyonlar, bilgisayar destekli üretim aşamasında kullanılan cihazlar, kazıma blokları ve frezlerin maliyeti düşünüldüğünde geleneksel restorasyonlara göre daha pahalıdır.

2. Ağızda uyumlama gerektiren durumlarda, veneer porcelene göre uyumlama işlemleri daha zordur.

3. Boyanabilme özellikleri olsa da tabakalama ile işlenmiş bir veneer porcelene göre diş benzeri görünüm elde etmek zordur.

4. Kırıldığında tamir edilmesi mümkün olmayabilir.

2.4.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Fiziksel Özellikleri

Monolitik zirkonya restorasyonların fiziksel özellikleri ve bu özelliklerin üretim aşamasındaki ve klinik uygulamalardaki farklı koşullardan etkilenip etkilenmediği birçok çalışmada araştırılmıştır (19, 44, 45, 47-50).

Monolitik Zirkonya restorasyonlarda ve antagonist diş yüzeylerinde aşınma

Monolitik zirkonya restorasyonlarda meydana gelen aşınma ve monolitik zirkonya restorasyonların antagonist dişler üzerindeki aşındırma etkisi üzerine yapılan çalışmalarda; polisaj yapılmış monolitik zirkonyanın karşıt dişte aşındırma etkisinin olmadığı, ancak glaze işlemi uygulanmış zirkonyanın aşındırma etkisinin anlamlı derecede yüksek olduğu rapor edilmiştir (49, 51). Lohbauer ve ark. (45) yaptıkları klinik çalışmada 2 yıllık takip sonunda, monolitik zirkonya restorasyonların (LAVA® Plus, 3M ESPE) antagonist dişlerde oluşturduğu aşınma miktarının doğal diş ile benzer olduğunu göstermiştir.

Preis ve ark. (52) zirkonyanın iyi polisajlandığı durumunda, karşıt dişte aşınmaya neden olmayacağını, porlu yüzeyin iyi polisajla düzeltilebileceğini ve polisaj işleminin yüzey yapısını bozmadığını rapor etmişlerdir.

Janyavula ve ark. (49) Alabama aşınma test cihazı kullanarak polisaj veya glaze işlemi uygulanmış zirkonya ile, tekrar glaze işlemi yapıldıktan sonra polisaj yapılmış zirkonyanın mine ve porcelen restorasyonlar üzerindeki aşındırma etkisini değerlendirmişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonucunda, polisaj yapılmış zirkonya

grubunda mine hacim kaybının anlamlı derecede daha az olduğunu rapor etmişlerdir. Glaze'lenmiş ve polisaj yapılmış, sonra yeniden glaze işlemi uygulanmış restorasyonların karşıt dişte anlamlı derecede daha fazla mine aşınmasına neden olduğu belirtilmiştir.

Kim ve ark. (53) monolitik zirkonya, preslenebilir seramik ve feldspatik porselen ile ürettikleri örnekleri, çığnemeyi taklit eden bir düzenekte değerlendirerek, mine ve feldspatik porselenin hacim kaybını araştırmışlardır. Zirkonya örnekler mine üzerinde en az aşındırma etkisi göstermiştir, ancak bu fark anlamlı bulunmamıştır.

Monolitik zirkonya restorasyonların üretim aşamasındaki son basamak olan bitirme işlemlerinin farklı şekilde yapılması, restorasyonun fiziksel özelliklerini etkileyebilmektedir.

Yüzey pürüzlülüğü

Restorasyonun yüzeyinde yapılan bitirme işlemleri, yüzey pürüzlülüğüne etki edebilir. Bu durum da, karşıt doğal dişte oluşan aşınma miktarını etkileyebilir. Hmaidouch ve ark. (48) iyi polisaj yapılmış zirkonya yüzeyi ile glaze işlemi uygulanmış zirkonya yüzeyleri pürüzlülük açısından değerlendirmiş ve polisaj yapılmış zirkonya yüzeylerde pürüzlülüğün daha az olduğu sonucuna ulaşmışlardır, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Aşındırma ve polisaj işlemlerinden sonra monolitik zirkonyanın yüzey özelliklerinden olan pürüzlülük, içerik ve faz dönüşümününün incelendiği diğer bir çalışmada aşındırmanın sinterlenmiş zirkonyada pürüzlülüğü artırdığı, bununla birlikte polisaj işleminin yüzey pürüzlülüğünü azalttığı gösterilmiştir. Uygulanan işlemler zirkonyanın faz dönüşümüne etki etmemiştir (47).

Kırılma Dayanımı

Monolitik olarak üretilip polisaj yapılmış veya glaze işlemi uygulanmış zirkonya restorasyonlar başarısızlık ve kırılmaya karşı yüksek dirençleri nedeniyle porselen veneer kaplı zirkonya restorasyonlara bir alternatif olabilir. Posterior

bölgede yükün fazla olduğu alanlarda monolitik zirkonyanın önerildiği çalışmalarda çoğunlukla materyalin kırılma dayanımı incelenmiştir (47).

Kok ve ark. (50) LAVA® Plus materyali ile ürettikleri implant destekli monolitik zirkonya kronların (6065 N) veneerlenmiş lityum disilikat kronlardan (2788 N) daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği sonucuna ulaşmışlardır. Monolitik zirkonya, monolitik lityum disilikat ve monolitik feldspatik seramik tek kronlarının kullanıldığı diğer bir çalışmada, monolitik zirkonya kronların aksiyel yükleme altında diğer örneklerden daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (54). Diğer bir çalışmada ise farklı yüzey işlemleri uygulanan monolitik zirkonyanın yük taşıma kapasitesi ölçülmüş ve polisajlanmış, sinterlenmiş ve glaze işlemi uygulanmış zirkonyanın, geleneksel veneer kronlardan daha yüksek yük taşıma kapasitesine sahip olduğu gösterilmiştir. Polisajlanmış ve glaze işlemi uygulanmış zirkonya için ortalama kırılma yükü, literatürde bildirilen değerlerin çoğundan daha yüksek (10.000 N'in üzerinde) bulunmuştur (55).

Diğer yandan, Sun ve ark. (56) farklı kalınlıklara sahip monolitik zirkonyanın taşıma kapasitesini değerlendirmek için kırılma yükü testi yapmışlardır. 1.5 mm kalınlığında monolitik zirkonyanın kırılma yükü 4109 N olarak bulunmuştur. Bu sonuç ile monolitik zirkonya örnekler; monolitik lityum disilikat (1863 N), metal seramik (2284 N) ve veneerlenmiş zirkonya (2308 N) örneklerinin hepsinden daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Aynı çalışmada monolitik zirkonya örneklerin kalınlığının azalmasının kırılma dayanımını düşürdüğü sonucuna da ulaşılmıştır. 1.2 mm kalınlığında monolitik zirkonya için kırılma dayanımı 3068 N, 1.0 mm kalınlığında monolitik zirkonya için kırılma dayanımı 2429 N, 0.8 mm kalınlığında monolitik zirkonya için kırılma dayanımı 1814 N ve 0.6 mm kalınlığında monolitik zirkonya için kırılma dayanımı 1308 N olarak bulunmuştur.

Bükülme direnci ve elastik modülü

Zhang ve ark. (44) yaptıkları çalışmada, monolitik zirkonya seramiklerinin, cam infiltre edilmiş zirkonya, lityum disilikat ve veneer porselenlere göre daha üstün kırılma ve bükülme direncine sahip olduklarını göstermişlerdir. Diğer bir çalışmada,

monolitik zirkonya restorasyonların bükülme direnci (1235 MPa), basınç dayanımı ve elastik modülü (113.1 GPa), lityum disilikat ve kompozit rezinlere göre daha yüksek olarak bulunmuştur (50). Ebeid ve ark. (57) ise sinterleme sıcaklığının monolitik zirkonyanın bükülme direncine etkisini araştırmışlar ve artan sinterleme sıcaklığının monolitik zirkonya'nın bükülme direncini değiştirmedığı sonucuna ulaşmışlardır.

Sertlik

Mormann ve ark. (58) monolitik zirkonya'nın ortalama sertlik (Martens Sertliği, MH) değerini 7996 (MH) olarak bildirmiştir. 9 CAD / CAM materyali ile yaptıkları çalışmada rezin bazlı nanokompozit, mine ve zirkonyum dioksit seramiği en yüksek sertliğe sahip materyaller olarak bulunmuştur.

Zirkonyanın, yapısı dolayısıyla sert (1200 GPa) bir yüzeyden oluşması araştırmacıları karşıt dişte aşınmaya neden olabileceği konusunda düşündürmüş ve bu bağlamda çeşitli tartışmalara yol açmıştır. Bununla birlikte, bir malzemenin aşınma potansiyeli yalnızca sertliğe değil aynı zamanda yüzey pürüzlülüğü gibi diğer özelliklere de bağlıdır. Bu durum, monolitik zirkonya yüzeyindeki koşulların antagonist mine aşınmasını ve restorasyonunu etkilediğini gösteren çeşitli çalışmalarla doğrulanmıştır (49, 52, 59).

Saydamlık ve Renk

Monolitik zirkonya restorasyonlarda, porselen tabakalama yapılmadığı için estetik beklentilerin karşılanması tartışmalı bir konudur.

Monolitik zirkonya restorasyonlarda renklendirme sıvısı uygulama sayısının, restorasyonun rengi, saydamlığı ve opaklığı üzerindeki etkileri araştırılmıştır. (60) Çalışmada zirkonya örneklerin renk ve spektral dağılımını ölçmek için spektrofotometre kullanılmıştır. Renk koordinatlarından (L,a,b) ; "L" ve opaklık değerleri düşmüş olmasına karşın, "b" değeri; renklendirme sıvısı uygulamalarının artmasıyla birlikte artmıştır. Bununla birlikte, saydamlık parametresi (TP) değerleri değişmemiştir. En yüksek renk farkı, işlem görmemiş kontrol grubu ile beş renkli sıvı

uygulamasının yapıldığı grup arasında gözlenmiştir. Çalışmada, renkli sıvının tekrar tekrar uygulanmasıyla zirkonyanın daha koyu ve daha sarımsı hale geldiği sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca, monolitik zirkonyanın opaklığının renkli sıvı uygulaması ile azaltılabileceğini de göstermişlerdir.

Kim ve ark. (19) ise yaptıkları çalışmada saydamlık parametresi değerlerinin sinterleme süresinden etkilendiğini, kısa süreli sinterlemeyle üretilmiş örneklerin ışık geçirgenliğinin daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir.

Farklı yüzey işlemleri yapılan monolitik zirkonya kronlarda spektrofotometre ile ışık geçirgenliği de incelenmiştir (55). Polisaj yapılmış monolitik zirkonya kronların ışık geçirgenliğinin, glaze işlemi yapılmış ve veneer uygulaması yapılmış zirkonya örneklerine göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir.

Transludent zirkonya, geleneksel zirkonya ve cam seramiklerin ışık geçirgenliğinin karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada zirkonyanın cam seramiklere göre ışık geçirgenliğinin daha az olduğu ve materyal kalınlığı arttıkça ışık geçirgenliğinin azaldığı sonucuna ulaşılmıştır (46).

Marjinal ve internal aralık

Monolitik zirkonya restorasyonların marjinal ve internal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlardadır (61, 62). Freire ve ark. (62) monolitik zirkonya, monolitik lityum disilikat ve geleneksel metal seramik kronların marjinal uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında LAVA® Plus ile ürettikleri monolitik zirkonya kronlar için ortalama marjinal aralık değerini 58 μm olarak bildirmiştir. Internal aralık değerinin 122 μm 'den daha fazla olduğu durumlarda seramik restorasyonların kırılma dayanımı düşer (63-65). Lityum disilikat, monolitik zirkonya ve krom-nikel alaşımlı metal seramik restorasyonların marjinal ve internal aralık değerlerinin karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada ise monolitik zirkonya restorasyonlar için ortalama internal aralık değeri 86.95 μm , marjinal aralık değeri ise 35.5 μm olarak bildirilmiştir (66).

2.5. Porselen Restorasyonlarda Marjinal Aralık

Sabit restorasyonların klinik gelişiminde marjinal uyum anahtar kriterlerden bir tanesidir. Seramik restorasyonlarda marjinal uyumun önemi çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir. McLean ve ark. (67) 120 μm 'ye kadar olan marjinal aralığın klinik olarak kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir.

Restorasyonlarda geniş marjinal açıklıkların bulunması yapıştırıcı ajanın çözünmesine sebep olur. CAD/CAM ile yapılmış ve rezin siman ile yapıştırılmış zirkonya sabit protetik restorasyonların 3-5 yıllık takipleri sonucunda, %10.9 ile %21.7 arasında sekonder çürüğe rastlandığı rapor edilmiştir (68). Kısa sürede bu kadar yüksek oranda sekonder çürük görülme nedeni, marjinal uyumsuzluk ile ilgili olabilir. Geniş marjinal aralık, simanın hızlı şekilde çözünmesine ve bunu takiben biriken bakteriyel plak pulpal enfeksiyonlara ve dişin nekrozuna neden olur.

Marjinal uyum döküm restorasyonların başarısızlığında da önemli bir neden olarak tanımlanmaktadır. Marjinal uyumsuzluk ve bakteri irritasyonu implant destekli restorasyonlarda da klinik bir problem olarak karşımıza çıkar. Ağız içerisindeki mikroorganizmalar implant destekli üst yapılar arasında birikerek peri-implantitise neden olabilir. Bu biyolojik problemin yanı sıra marjinal uyumsuzluğun; okluzal uyumsuzluklara, vida kırıklarına neden olabileceği de rapor edilmiştir. Marjinal uyumsuzluk alveolar kemiğe ve implant bileşenlerine uyumlu bir krona göre daha fazla stres iletilmesine neden olur (69).

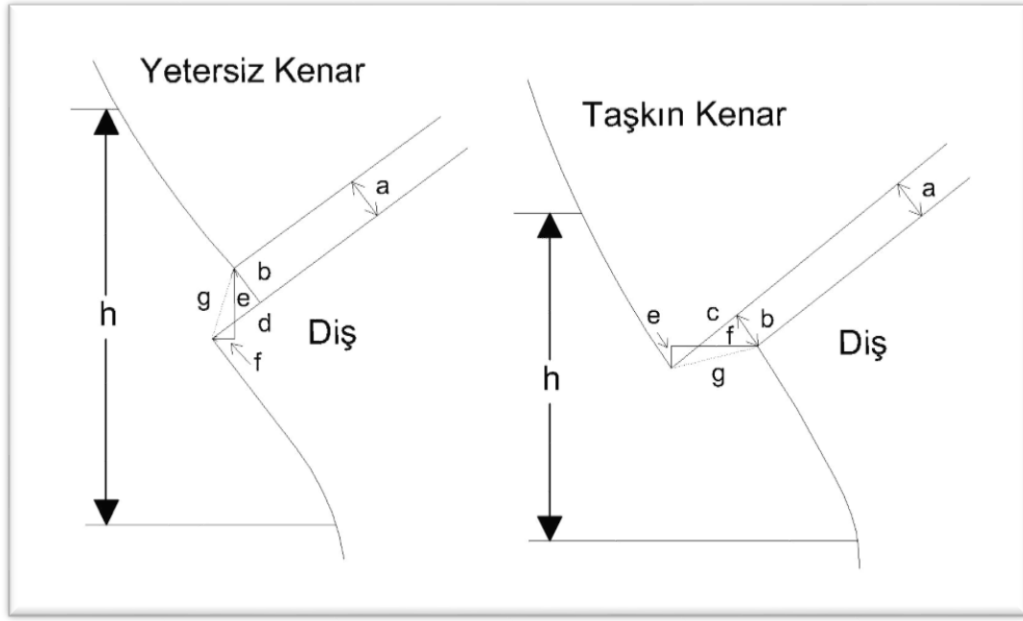
Restorasyon ile diş arasında hiç boşluğun olmaması da klinik olarak arzu edilen bir durum değildir. Yapıştırıcı ajan için de bir miktar alan olması gereklidir (70). Tam metal, metal seramik ve/veya CAD/CAM veya geleneksel yöntemlerle üretilen seramik kronların marjinal uyumlarını araştıran birçok çalışma bulunmaktadır (71-73). Çeşitli materyal ve yöntemlerle yapılan çalışmalarda 10'dan 500 μm 'ye kadar çok geniş aralıkta değişen marjinal aralık değerleri rapor edilmiştir (73-75).

Protetik uyum genel olarak servikal bölgede ve restorasyonun okluzal ve aksiyel duvarlarında ölçülür. Diş protez arasındaki alanın hacminin azaltılmasının, diş eti irritasyonunu, siman çözülmesini ve marjinal sızıntıyı azaltacağı ve çürük görülme

olasılığını düşüreceği ön görülmüştür (76, 77). Ayrıca, internal aralığın azalmasının seramik restorasyonun mekanik dayanımı ve retansiyonunu artırdığını bildiren çalışmalar mevcuttur (63, 78).

Tuntiprawon ve Wilson (63) tam seramik restorasyonlarda day üzerinde yaptıkları çalışmada aksiyel duvarda ve marjinalde daha küçük aralıkların kompresif (sıkıştırıcı) kuvvetlere karşı daha iyi olduklarını göstermişlerdir. Aynı araştırmacılar kompresif kuvvetler karşısında optimal internal aralık değerini 73 μm olarak belirlemişler, 122 μm 'ye kadar olan aralık değerlerinde restorasyonların uyumlarında önemli bir farkın olmadığını; ancak dayanıklılıklarında düşme olduğunu belirtmişlerdir (63).

American Dental Association (ADA) Specification No:8 'de kron restorasyonları için yapıştırıcı siman kalınlığının; tip 1 ajan kullanıldığında 25 μm 'den, tip 2 ajan kullanıldığında 40 μm 'den fazla olmaması gerektiği bildirilmiştir. Buna göre klinik ideal marjinal aralık değeri 25 - 40 μm olarak belirlenmiştir. Literatürde "marjinal uyum" birçok kez tanımlanmaya ve çeşitli şekillerde ölçülmeye çalışılmıştır. Holmes ve ark.ları (79) "Uyumun en rahat 'uyumsuzluk' ile tanımlanabileceğini" belirtmişlerdir. Çalışmalarında; diş ve restorasyon arasında birçok bölgeden ölçümler yapılabileceğini göstermiş, geometrik olarak birbirleriyle ilişkilendirdiği alanlardaki uyumsuzlukları şematize etmiş ve tanımlamaya çalışmışlardır (79).



Şekil 2.1. Holmes ve arkadaşlarının (79) uyumsuzluk terminolojisi

- a. İnternal Aralık: Kron yüzeyinden restorasyonun iç yüzeyine uzatılan doksan derecelik doğrunun uzunluğu internal aralık olarak tanımlanır.
- b. Marjinal Aralık: Marjinal sınırda olan internal aralık miktarıdır. Yani; marjinalde kron yüzeyinden restorasyon iç yüzeyine uzatılan doksan derecelik doğrunun uzunluğudur.
- c. Taşkın Kenar: Restorasyon kenarından kron kenarına çizilen doğrunun uzunluğudur.
- d. Yetersiz Kenar: Kron kenarından restorasyon kenarına çizilen doğrunun uzunluğudur.
- e. Vertikal marjinal aralık: Restorasyonun kenarından destek kron sınırının hayali devamına çizilen doğrunun ölçümü vertikal marjinal aralık miktarını verir.
- f. Horizontal marjinal aralık: Restorasyon sınırının hayali devamına destek kron kenarından çizilen doğrunun ölçümü horizontal marjinal aralık miktarını verir.
- g. Mutlak marjinal uyumsuzluk: Marjinal aralık ile taşkın veya yetersiz kenar uzunluklarının hipotenüsü mutlak marjinal uyumsuzluğu verir.

- h. Oturma uyumsuzluğu: Restorasyon uyumsuz olduğunda, restorasyonun dış yüzeyi ve destek diş üzerinde aynı doğruda alınan iki nokta arasındaki mesafenin, noktaların restorasyon kenarına olan mesafeleri toplamına olan farkı “oturma uyumsuzluğu” olarak isimlendirilir.

2.5.1. Marjinal ve internal uyuma etki eden faktörler

Restorasyonun marjinal ve internal uyumuna etki eden çok sayıda faktör bulunmaktadır. Bunlar:

- Preparasyonun servikal bitim çizgisi
- İnternal uyumlama
- Ölçü teknikleri
- Ölçü materyalleri
- Materyallerin üretim aşamaları
- Simantasyon aşamaları
- Fırınlama aşamaları
- Preparasyon açısı
- Okluzal yüzey preparasyonu
- Preparasyon bitim çizgisi kurlatürü
- İmplant dayanağının anti-rotasyonel özellikleri

Preparasyonun Servikal Bitim Çizgisi

Preparasyonda marjin tasarımının restorasyonun uyumuna etkisi olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (13, 80, 81). Servikal bitiş çizgisindeki modifikasyonların vertikal marjinal uyumsuzluğu arttırdığı bildirilmiştir. Bottino ve ark. (13) full metal kronlar ile yaptıkları çalışmalarında chamfer, 90 derece shoulder ve 135 derece shoulder basamak çeşitlerinin marjinal uyuma etkisini incelemişler; en iyi servikal adaptasyonun chamfer basamak şeklinde olduğunu (46 – 70 µm) rapor etmişlerdir.

İnternal Uyumlama

İnternal uyumlama işlemleri ve bu işlem sırasında kullanılan frezin çeşidinin internal uyuma etki ettiği düşünülmektedir. Diamond, tungsten karbit bitim frezleri ve çapraz kesim karbit frezler kullanılarak hazırlanan preparasyonların internal uyumlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada en iyi uyum bitim frezleri ile hazırlanan kronlarda tespit edilmiştir (82).

Ölçü Teknikleri

Klinik uygulamalarda kullanılan ölçü tekniğinin, restorasyonların internal ve marjinal uyumlarına etki ettiği iddia edilmektedir. Son yıllarda dental alanda kullanımı artmış dijital uygulamalar ile geleneksel uygulamaların kıyaslamasını yapan çalışmalar mevcuttur. Ueda ve ark. (83) geleneksel ölçü yöntemiyle krom-kobalt alaşımlardan ürettikleri sabit restorasyonlar ile dijital ölçü yöntemiyle krom kobalt ve zirkonya materyallerinden ürettikleri modellerin marjinal uyumlarını ölçmüş ve dijital ölçü yöntemini daha başarılı olarak tespit etmişlerdir.

Ölçü Materyalleri

Restorasyonların üretimi için kullanılan modellerin elde edilmesi için kullanılan ölçü materyalinin internal ve marjinal uyuma etki ettiği düşünülmektedir. Ölçü materyalinde meydana gelen büzülme üretilen kronun uyumuna doğrudan etki eder. En iyi uyum için ölçü materyalinin sertleşmesini tamamladıktan sonra boyutsal stabilitesini koruması istenir. Polieter ve katılma reaksiyonu gösteren silikonların sertleşme reaksiyonu sonrasında, artık monomer açığa çıkartan kondensasyon silikonlarına göre, uyumlarının daha iyi olduğu düşünülmektedir (24, 84). Yapılan bir çalışmada polieter silikon, katılma reaksiyonu gösteren silikon ve kondensasyon silikonlarının marjinal uyumları karşılaştırılmış ve de en başarılı sonuçlar polieter silikonlarda tespit edilmiştir (84).

Materyallerin Üretim Aşamaları

Restorasyonların üretim aşamalarının marjinal ve internal aralığa doğrudan etkisini gösteren çalışmalarda, geleneksel ve bilgisayar destekli üretim teknikleri karşılaştırılmıştır. Grenade ve ark. (85) Ceramill ve Procera ile ürettikleri restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırmış, her iki sistemle üretilen kronların internal uyumlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlememekle birlikte; marjinal uyum açısından Procera'nın daha başarılı olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Diğer bir çalışmada ise SLM (*selective laser melting*) tekniği ile geleneksel döküm krom-kobalt alaşımlarının marjinal uyumu karşılaştırılmış ve SLM tekniği ile üretilen kronların marjinal uyumlarının daha başarılı oldukları gösterilmiştir (74). Kılıçarslan ve ark. (86) da yaptıkları çalışmalarında döküm ve lazer sinterleme yöntemleriyle üretilmiş kronların internal uyumlarını karşılaştırmış ve lazer sinterleme yöntemleriyle üretilen kronların daha uyumlu olduğunu göstermişlerdir.

Simantasyon Aşamaları

Restorasyonda siman aralığı ve uygulanan simanın kıvamı kronun uyumunu doğrudan etkiler. Siman aralığı yetersiz hesaplanan restorasyonlarda veya sertleşmeye başladıktan sonra katı kıvamda uygulanan simanlarda uyumsuzluk ortaya çıkabilir. Ural ve ark. (16) yaptıkları çalışmada simantasyon öncesi ve sonrası yaptıkları marjinal ölçümlerden yola çıkarak simantasyon işleminin marjinal uyumu etkilediği sonucuna varmışlardır.

Fırınlama Aşamaları

Restorasyonun üretimi sırasında uygulanan fırınlama işlemlerinin, restorasyonun internal ve marjinal uyumuna etki ettiği düşünülmektedir. Cuiling ve ark. (87) CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya seramik ve titanyum seramik restorasyonlarda porselen fırınlama işleminin marjinal ve internal uyuma etki ettiğini göstermişlerdir. Diğer bir çalışmada ise IPS E.max CAD restorasyonlarda fırınlama işleminin marjinal uyumu olumsuz etkilediği sonucuna ulaşılmıştır (88).

Preparasyon açısı

Preparasyon açısının artırılmasının marjinal uyumu artırdığı düşünülmektedir. Beuer ve ark. (55) 4,8 ve 12 derecelik preparasyon açısına sahip modeller üzerinde zirkonya kopingler üreterek marjinal uyum değerlendirmesi yapmışlar ve 4,8 derecelik preparasyon açısına sahip modellerde marjinal uyumsuzluğun 12 derecelik preparasyon açısına sahip modellere göre anlamlı derecede daha fazla olduğunu göstermişlerdir.

Okluzal yüzey preparasyonu

Habib ve ark. (89) anatomik, yarı anatomik ve anatomik olmayan okluzal yüz preparasyonlarıyla zirkonya kopingler üzerinde yaptıkları internal ve marjinal uyum değerlendirmesinde okluzal yüzeyleri anatomik olarak prepare edilmiş dişlere uygulanan zirkonya kopinglerin adaptasyonlarının diğer varyasyonlara göre daha başarılı olduğunu göstermişlerdir.

Preparasyon bitim çizgisi krvatürü

Preparasyon bitim çizgisi krvatürünün eğiminin marjinal aralığa etki ettiği düşünülmektedir. Literatürde yapılan çalışmalar; krvatür eğiminin arttığı durumlarda marjinal aralığın arttığını göstermektedir (9, 90). Asavapanumas ve ark. (9) LAVA®, IPS e.max ve Cercon sistemleriyle ürettikleri kronlarda krvatür derinliğini 1 mm ,3 mm ve 5 mm olarak değiştirerek marjinal uyum değerlendirmesi yapmışlar ve en geniş marjinal aralık değerlerini 5 mm krvatür derinliğine sahip örneklerde gözlemlemişlerdir.

İmplant dayanağının anti rotasyonel özellikleri

İmplant üstü kronlarda dönmeyi engelleyen tasarım şeklinin marjinal ve internal aralığa etkisinin varlığı araştırılmıştır. Aktaş ve ark. (12) yaptıkları çalışmada antirotasyonel tasarım özellikleri farklı 2 dayanak çeşidi (synOcta, 048.605 solid, 0.48.541; Institut Straumann AG) üzerinden dijital ölçü alarak marjinal ve internal

uyum değerlendirmesi yapmış ve dayanağın anti-rotasyonel özelliklerinin marjinal aralığa etki ettiği sonucuna ulaşmışlardır.

2.6. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçüm Yöntemleri

Marjinal ve/veya internal uyumun değerlendirmesinde kullanılan yöntemler şu şekildedir:

1. Day üzerinden fotoğraf çekimi (9, 91, 92)
2. Rezin replika tekniği (93)
3. Silikon replika tekniği (10, 71, 94-96)
4. Kesit alarak ölçüm tekniği (92, 95)
5. Üç boyutlu yüzey tarama tekniği (97)
6. Radyografiler (98)

2.6.1. Day üzerinden fotoğraf çekimi ile ölçüm tekniği

Kronun marjinal uyumunun değerlendirilmesinde kullanılan bu yöntemde internal uyum değerlendirilmesi yapılamaz. Hazırlanan örnek üzerinden mikroskop altında alınan fotoğraflardan çeşitli bilgisayar programları kullanılarak marjinal ölçümler yapılır (9).

2.6.2. Rezin replika tekniği

Ölçüm yapılmak istenen restorasyonun marjin bölgesinin ölçüsü alınır ve elde edilen dairesel silikon kalıba rezin uygulanarak dublikasyon yapılır (93). Elde edilen rezin replika üzerinden mikroskop altında fotoğraflar alınarak ölçümler gerçekleştirilebilir ya da ölçümler, elde edilen rezin replikadan direkt olarak yapılabilir. Restorasyonların destek dişlerinde ölçüm yaparken mikroskop altında konumlandırması ve tam bir netlik yakalanması zordur. Özellikle proksimal bölgelerde görüntü alma ihtimali yoktur.

Restorasyonların marjinal aralığının ölçümünde, destek dişlerinin replikasının elde edilmesi ile proksimal bölgelerden de ölçümlerin yapılabilmesi, bu yöntemin en önemli avantajı olarak söylenebilir. Ayrıca bu yöntemde tekrarlayan ölçümler

yapılabilmektedir. Ancak yapılacak ölçümlerde rezinin büzülme ihtimali hatalı sonuçlar doğma olasılığını kuvvetlendirir.

2.6.3. Silikon replika tekniği

Restorasyonların internal ve marjinal uyumlarının ölçümünde kullanılan bu teknik Molin ve Karlsson tarafından tarif edilmiştir (99). Kron; içi ince kıvamlı bir silikon ile doldurularak diş ya da day model üzerine oturtulur ve basınç uygulanarak sertleşmesi beklenir. Daha sonra kronun içerisinde kalan ince kıvamlı silikona destek olması için orta sertlikte bir silikon materyali doldurulur. Sonrasında eklenen silikonun da sertleşmesini takiben silikonlar kron veya daydan ayrılır. Sonucunda elde edilmiş örnekteki ince kıvamlı silikon kalınlığı internal uyumu veya siman aralığını gösterir. Örneğin kesitleri alınarak mikroskop altında ölçümler kolaylıkla yapılabilir. Bu yöntemin dezavantajları olarak; silikon materyalinin az da olsa büzülme ihtimali ve silikonun hidrostatik bir basınç yaratarak kronun diş veya day üzerine tam oturmasına neden olabileceği söylenebilir (10).

2.6.4. Kesit alarak ölçüm tekniği

Kesit alarak ölçüm tekniğinde; restorasyon ile kron simante edilmeden önce, çeşitli kimyasal boyalar veya radyoaktif ajanlara batırılır. Simantasyon sonrasında rezine gömülen bu yapıdan alınan kesitler üzerinden internal ve marjinal ölçümler yapılır. Kimyasal ajanların rolü ölçümü kolaylaştırmaktır, ihtiyaç olmaması halinde kullanılmayabilir (71, 92, 94, 95). Bu yöntemin en büyük dezavantajı tekrarlayan ölçümler yapılabilmesine izin vermemesidir.

2.6.5. Üç boyutlu yüzey tarama tekniği

Dijital teknolojilerin diş hekimliğinde kullanımı son yıllarda oldukça artmıştır. Bu yöntemde; kronun iç yüzeyi ve dış yüzeyi üç boyutlu tarayıcılar ile taranarak veriler bilgisayar ortamına aktarılır. Dijital olarak dişe veya krona herhangi bir invaziv işlem yapmadan internal ve marjinal uyum incelenebilir. Ancak tarayıcının

hassasiyeti son derece önemli bir faktördür ve tarayıcı kaynaklı hata çalışmanın sonuçlarını doğrudan etkileyebilir (97).

2.6.6. Radyografiler

Subgingival bitim hattına sahip restorasyonlarda radyografiler üzerinden marjinal uyumsuzluk ölçülebilir. Ancak anatomik yapıların süperpozisyonu ve açılanma hatası gibi faktörler bu yöntemin güvenilirliğini azaltır (98).

Özellikle diğer tam seramik restorasyonların kullanım endikasyonunun sınırlı olduğu durumlarda, yüksek kırılma dayanımları, karşıt dişte doğal-diş benzeri aşındırma davranışları ve estetik özellikleri göz önüne alındığında, monolitik zirkonya restorasyonlar iyi bir alternatif olarak düşünülebilir. Bununla birlikte, materyalin üretim ve bitim aşamasında yapılan değişiklikler, fiziksel özelliklerini etkileyebilmektedir. Bu durum materyalin başarı oranlarını ve kullanım ömrünü doğrudan ilgilendirir. Günümüzde henüz uzun dönemli klinik çalışmalarla desteklenmemiş monolitik zirkonya restorasyonların, fiziksel özellikleri ve bu özelliklerin etkilenebildiği koşullar araştırılmaya devam etmektedir.

Bu çalışmanın amacı, monolitik zirkonya restorasyonlarda, sinterleme süresindeki değişikliklerin, restorasyonun marjinal ve internal uyumuna etkisi olup olmadığını araştırmaktır. Çalışmanın sıfır hipotezi, 'sinterleme süresindeki değişiklikler monolitik zirkonya restorasyonların marjinal ve internal uyumunu etkilemez', şeklinde belirlenmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamızda, üst molar diş formunda üretilen, monolitik zirkonya tek kronların sinterleme süresindeki değişime bağlı marjinal ve internal uyumlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Monolitik zirkonya kronlar, üç farklı sisteme ait bloklardan üretilmiştir. Her sistem kendi içerisinde alt gruplara ayrılarak sinterleme zamanının etkisi değerlendirilmiştir.

Gerekli örnek sayısını belirlemek için yapılan power analizi sonucunda, her bir grupta 8 örneğin yeterli olabileceği bulunmuştur. Ancak her bir alt grupta 10 örnek olacak şekilde çalışma modelleri oluşturulmuştur.

Bu amaçla hazırlanan ve planlanan çalışmada, kronların tasarımı ve üretimi “Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı”nda, ölçüm ve değerlendirme işlemleri “Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Geliştirme Laboratuvarı”nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmanın amacına yönelik aşamalar şu şekildedir:

- 3.1. Çalışmanın kurulumu ve modellerin hazırlanması
- 3.2. Monolitik zirkonya kronların tasarlanması ve kazınması
- 3.3. Sinterleme
- 3.4. Silikon replikaların hazırlanması
- 3.5. Işık mikroskobu ile internal ve marjinal aralığın kaydı
- 3.6. Bilgisayar ortamında marjinal ve internal aralık ölçümlerinin yapılması
- 3.7. İstatistiksel analiz

3.1. Çalışmanın Kurulumu ve Modellerin Hazırlanması

Çalışmada toplam 60 adet monolitik zirkonya tek kron üretildi. Örnekler üretim aşamasında kullanılan blokların markalarına göre 3 gruba ayrıldı. Her grup kendi içerisinde iki alt gruba ayrıldı ve bir gruba kısa zamanda (bekleme süresi 45 dakika, toplam 135 dakika) sinterleme işlemi, diğer gruba da uzun zamanda (bekleme süresi 2 saat, toplam 7 saat) sinterleme işlemi uygulandı. Kronlar 4mm yükseklikte, çevresel chamfer basamak tipine sahip simante implant dayanak analogları üzerinde üretildi.

İmplant analoglarının sabitleneceği akril blokların oluşturulmasında paslanmaz çelikten kalıp kullanıldı. İki parçadan oluşan kalıp içerisine implant analogu yerleştirildikten sonra içerisine akril döküldü ve sertleşmesi için ekstromatta bekletildi. Akriľin sertleşmesi tamamlandıktan sonra taşan akrilik tesfiye ile düzeltilerek standart modeller oluşturuldu. (şekil 3.1, şekil 3.2)



şekil 3.1. Akriľin sertleşmesinden sonra ekstromattan çıkartılan kalıbın açılması.



şekil 3.2. Örnekerin üretileceği model alt yapıların hazırlanması.

3.2. Monolitik zirkonya kronların hazırlanması ve üretimi

Bu çalışmada üç farklı monolitik zirkonya materyali kullanılmıştır. Bunlar; LAVA® Plus, KATANA® ve CEREC®'dir. Materyallerin üretici firmaları ve üretim yerleri Tablo 3.1 'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Monolitik Zirkonya Materyaller.

MATERYALİN ADI	MATERYALİN ÜRETİCİ FİRMASI	MATERYALİN ÜRETİM YERİ
LAVA® PLUS	3M ESPE	Almanya
KATANA®	Noritake Dental Supply Co. Ltd	Japonya
CEREC®	Sirona Dental Company	Almanya

Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya kronların bilgisayar tasarımları Şekil 3.3'de gösterilmiştir. Üst yapı için üst birinci molar diş örnek model olarak belirlenmiştir. Tasarım çizimleri "*Dental Wings 7*" serisinde yapılmıştır.



Şekil 3.3. Monolitik Zirkonya Kronların Bilgisayar Tasarımları.

Bilgisayarda yapılan tasarım işleminden sonra Y-TZP bloklar kazıma işlemine tabii tutuldu (Şekil 3.4). Kazıma işleminde; Sirona bloklar için "inlab MCXL" ünitesi, LAVA® bloklar için "LAVA® CNC 240" ünitesi, KATANA® bloklar için "YENA MAKINA D30" ünitesi kullanıldı.



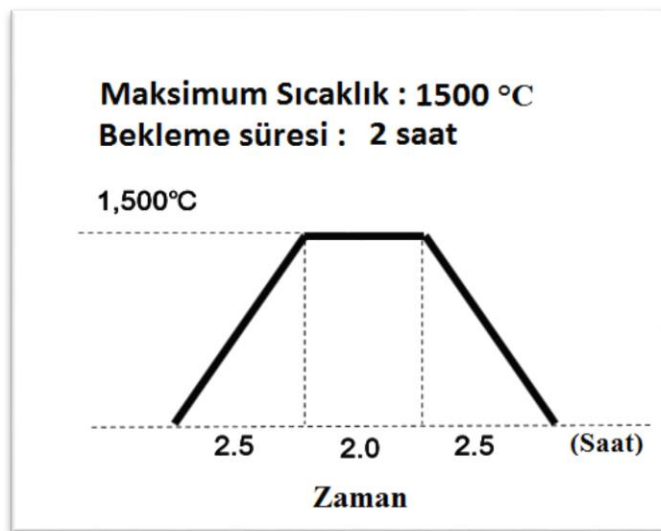
Şekil 3.4. Monolitik Zirkonya Kronlar

3.3. Sinterleme

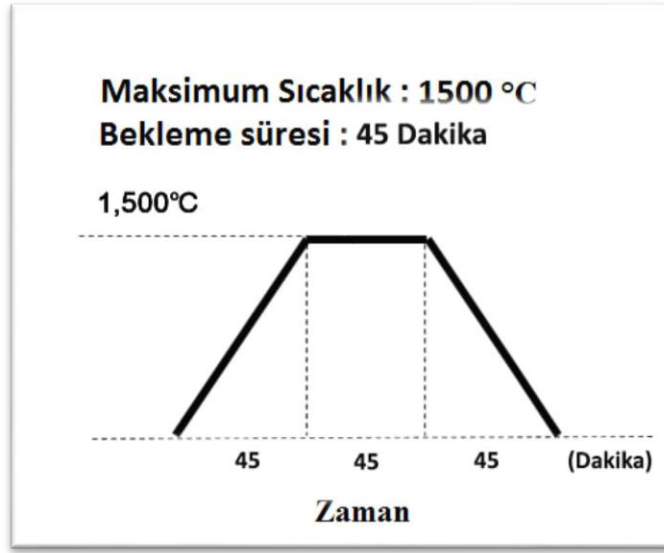
Çalışmada kullanılan örneklere "Sirona inFire HTC speed" fırınında (Şekil 3.5) kısa ve uzun sinterleme işlemleri uygulanmıştır. Kısa ve uzun sinterleme işlemlerinin zaman/sıcaklık şemaları Şekil 3.6 ve Şekil 3.7'de gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Sinterlemede Kullanılan Sirona inFire HTC speed fırın.



Şekil 3.6. Uzun sinterleme işleminin zaman/sıcaklık şeması.



Şekil 3.7. Kısa sinterleme işleminin zaman/sıcaklık şeması.

3.4. Silikon replikaların hazırlanması

Monolitik zirkonya kronların implant dayanakları ile uyumunun değerlendirilmesi için silikon replika yöntemi kullanıldı.

İmplant dayanaklarının üzerine sıvı vazelin (Med Medikal, Türkiye) uygulandı. Bu sayede; sonrasında uygulanacak polivinilsiloksan materyalinin dayanaktan ayrılması sırasında deformasyona uğraması önlendi.

Üretici firmanın önerileri göz önünde bulundurularak polivinil siloksan ölçü materyali (Identium Light, Kettenbach, Germany), örneklerin iç yüzeyine silikon tabancası yardımıyla sıkıldı ve parmak basıncı ile dayanaklar üzerine yerleştirildi. (Şekil 3.8) Ölçü materyalinin polimerizasyonu tamamlanana kadar parmak ile basınç uygulamaya devam edildi. (Şekil 3.9)



Şekil 3.8. İnce kıvamda polivinil siloksan ölçü materyalinin uygulanması.



Şekil 3.9. Kronun parmak basıncı ile yerleştirilmesi.



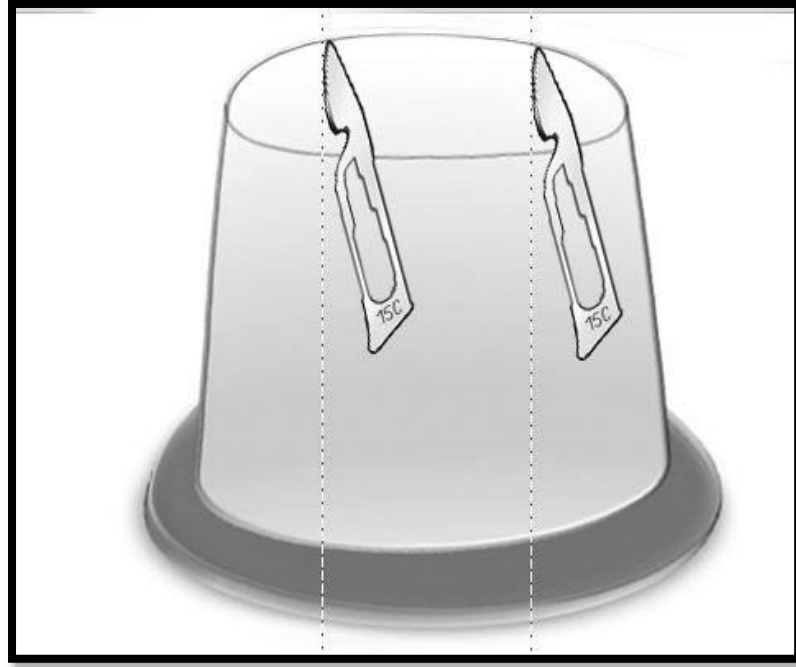
Şekil 3.10. Destek için ince kıvamda silikon ölçü maddesinin uygulanması.

Ölçü materyalinin polimerizasyonunu tamamlamasını takiben örnekler dayanakların üzerinden hassas bir şekilde ayrıldı. İnce silikon katmanını desteklemesi için yine ince kıvamlı farklı renkte bir silikon materyali (Elite P&P Hydrophilic, Zhermack, İtalya) örneklerin içerisine yerleştirildi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda polimerizasyonun tamamlanması için beklendi.

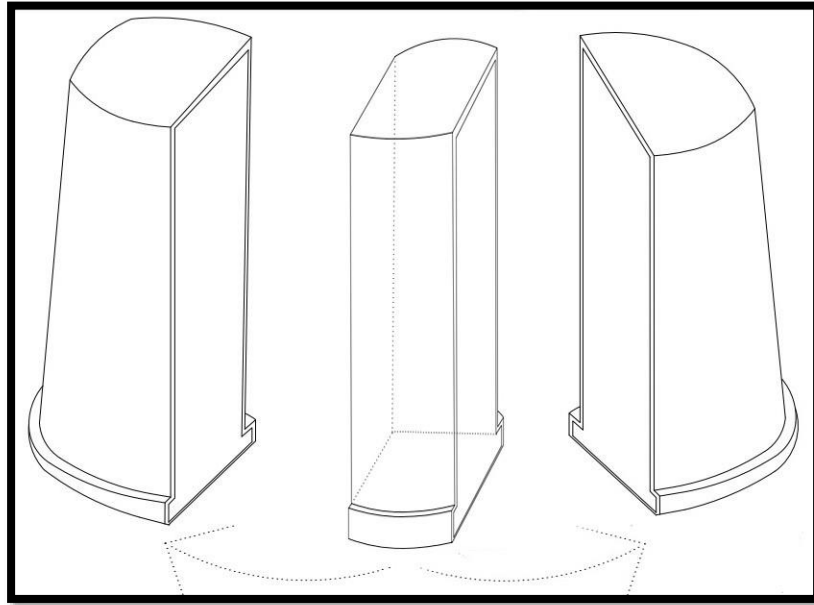
Destek için uygulanan silikon ölçü materyalinin polimerizasyonunu tamamlamasından sonra elde edilmiş silikon replikalar hassas bir şekilde dayanakların üzerinden ayrıldı. Ayrılan silikon replikaların yüzeylerindeki deformasyon varlığı ışıklı büyüteç altında incelendi, bütünlüğünü korumayan örnekler için aynı işlemler tekrar uygulandı.

3.5. Işık mikroskobu ile internal ve marjinal aralığın kaydı

İmplant dayanakları ile örneklerin internal ve marjinal uyumlarının incelenmesi için elde edilmiş silikon replikalar tek yönlü iki kesiye tabii tutuldu. (Şekil 3.11, Şekil 3.12)



Şekil 3.11. Silikon replikaların kesilmesi.



Şekil 3.12. Silikon replikaların kesilmesi.

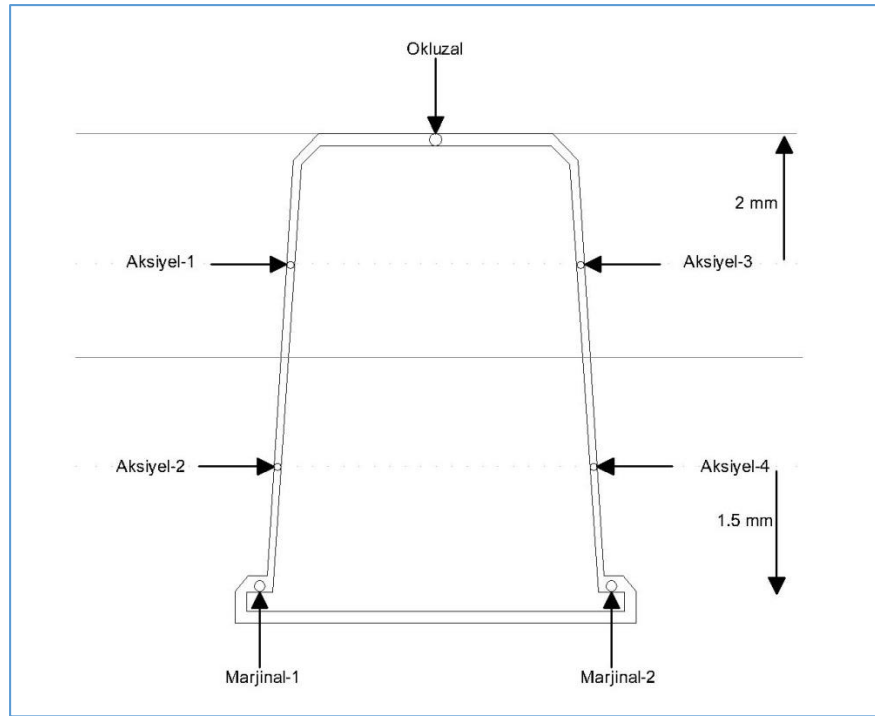
Mikroskop altında daha rahat kayıt alabilmek için ölçümü yapılacak silikon replika parçaları lam üzerinde oyun hamuruna gömülerek sabitlendi. Kalibrasyon;

0.5 mm tam yuvarlak paslanmaz çelik telin silikon replikalar üzerine yerleştirilmesi ile sağlandı.

Örnekler ışık mikroskobu (SZ61/SZ51 Zoom Stereo Microscopes/DP12 Microscope Digital Camera System, OLYMPUS, Japonya) ile x45 büyütmede fotoğraflandı (Şekil 3.14).

3.6. Bilgisayar ortamında marjinal ve internal aralık ölçümlerinin yapılması

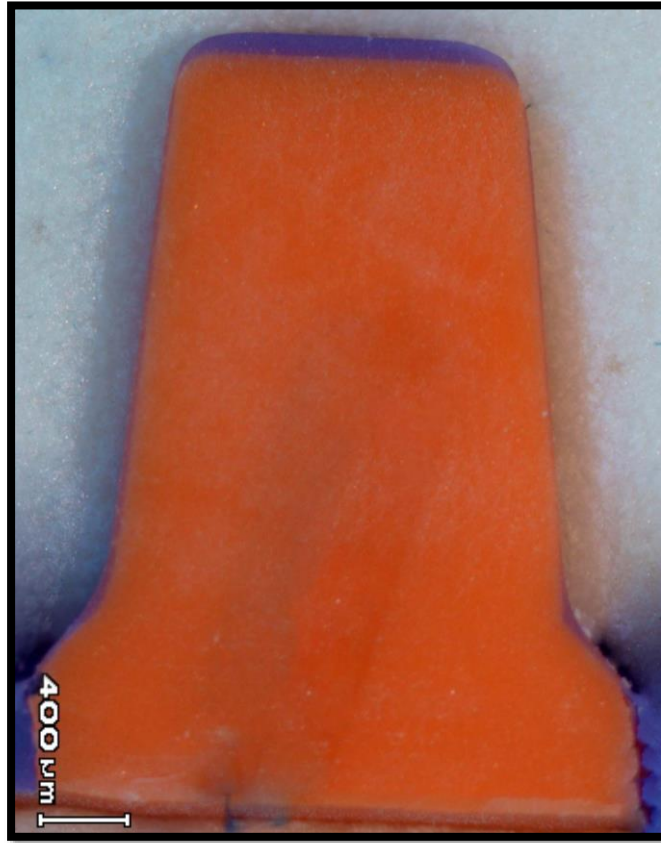
Mikroskopta fotoğrafları alınan silikon replikaların marjinal ve internal uyumları bilgisayar ortamında ölçüldü. Her bir replikaya iki kesi işlemi uygulandı ve iki marjinal, dört aksiyel, bir okluzal ölçüm yapıldı. Ölçüm yapılan silikon replika parçaları ve ölçüm noktaları Şekil 3.13 ve Şekil 3.14'te gösterilmiştir. Böylece bir örnek için toplam dört marjinal, sekiz aksiyel, iki okluzal ölçüm yapılmış oldu.



Şekil 3.13. İnternal ve marjinal uyum ölçüm noktalarının şematik görünümü.

Marjinal ölçümler; marjinal sınırın orta noktalarından, aksiyel ölçümler; okluzal sınırı 2 mm uzaklıkta ve marjinal sınırı 1.5 mm uzaklıkta olan aksiyel bölgedeki alanlardan yapıldı.

Kaydedilen fotoğraflar bilgisayar ortamına aktarılarak marjinal ve internal uyum değerleri ImageJ (ImageJ and NIH Image software; National Institutes of Health, Bethesda, Md) programında ölçüldü.



Şekil 3.14. Mikroskopik görüntü.

İstatistiksel analiz

Bu çalışmada marka ve sinterleme süresinin marjinal ve internal aralığa etkisi aynı anda incelendiği için "iki yönlü ANOVA" istatistiksel analiz yöntemi kullanılmıştır. Grup varyanslarının homojenliğinin kontrolü "Leneve testi" kullanılarak sağlanmıştır. Leneve Testi sonucunda karşılaştırma yapılan grupların

varyasyonlarının benzer oldukları tespit edilmiştir. Varyans homojenliğinin sağlanmış olması nedeniyle ANOVA testi sonucunda elde edilen F istatistikleri güvenilir olarak kabul edilmiştir. Çalışmada marjinal, aksiyel ve okluzal değerler ayrı ayrı incelenmiş ve sonuçlar kendi içlerinde değerlendirilmiştir. Elde edilen değerler arasındaki istatistik olarak anlamlılığın varlığı/yokluğu "T-testi" uygulanarak değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda, üretim aşamasında kullanılan blokların markalarına göre 3 ayrı gruba ayrılan toplam 60 adet monolitik zirkonya tek kron incelendi. Her grup kendi içerisinde iki alt gruba ayrıldı ve bir gruba kısa zamanda sinterleme işlemi, diğer gruba da uzun zamanda sinterleme işlemi uygulandı. Marjinal, aksiyel ve okluzal aralık ölçüm değerleri ayrı ayrı belirlendi (Tablo 4.1 ve Tablo 4.2).

4.1. Marjinal Aralık Ölçüm Değerleri

Çalışmada kullanılan LAVA[®], CEREC[®] ve KATANA[®] bloklar ile uzun veya kısa sürede sinterleme yapılan örneklerin marjinal aralık ölçüm değerleri ve bu değerlerin birbirleriyle T- testi ile karşılaştırılmaları Şekil 4.1’de verilmiştir.

Çalışmada kullanılan LAVA[®] bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama marjinal aralık değerleri $60.3 \pm 12.9 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; LAVA[®] bloklar ile kısa sürede sinterlemeyle üretilen örneklerin ortalama marjinal değerleri $69.0 \pm 8.7 \mu\text{m}$, olarak bulunmuştur. Sonuç olarak, LAVA[®] bloklar kullanılarak üretilen uzun ve kısa sinterleme sürelerine sahip monolitik zirkonya kronların marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p: 0.094).

CEREC[®] bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama marjinal aralık değerleri $34.8 \pm 7.9 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; CEREC[®] bloklar ile kısa sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama marjinal aralık değerleri $33.1 \pm 6.9 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Sonuç olarak, CEREC[®] bloklar kullanılarak üretilen uzun ve kısa sinterleme sürelerine sahip monolitik zirkonya kronların marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p:0.628).

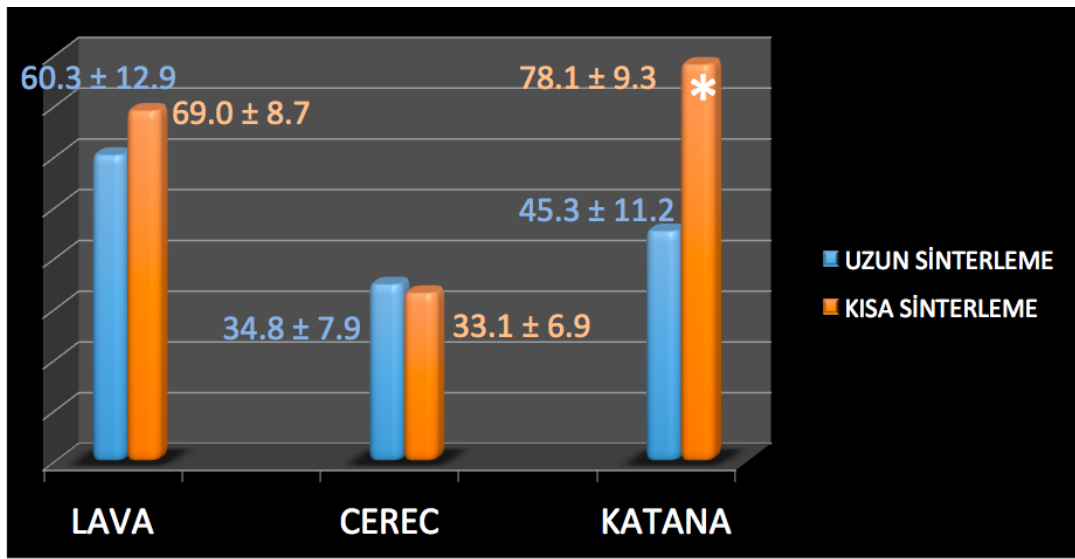
KATANA[®] bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama marjinal aralık değerleri $45.3 \pm 11.2 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; KATANA[®] bloklar ile kısa sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama marjinal aralık değerleri $78.1 \pm 9.3 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Sinterleme süresindeki değişim KATANA[®] bloklar kullanılarak üretilen monolitik zirkonya kronların marjinal aralık değerlerini etkilemiştir. Sonuç olarak,

Tablo 4.1. Uzun sinterleme gerçekleştirilen örneklerin marjinal, aksiyel ve okluzal aralık ölçüm değerleri (μm).

LAVA - UZUN SINTERLE ME	Marjinal		Marjinal		Marjinal		Marjinal		Aksiyel		Aksiyel		Aksiyel		Okluzal		Okluzal	
	1	2	3	4	Ortalama	1	2	3	4	5	6	7	8	Ortalama	1	2	Ortalama	
1	88	87	76	55	76,5	37	36	41	39	41	47	43	47	41,375	156	161	158,5	
2	36	57	62	25	45	32	27	31	28	66	50	31	33	37,25	103	75	89	
3	75	94	82	76	81,75	40	47	50	46	51	44	63	58	49,875	150	157	159,5	
4	65	42	38	62	51,75	53	61	48	41	41	40	54	52	48,75	110	106	108	
5	52	82	80	49	65,75	41	43	74	56	60	52	41	49	52	135	132	133,5	
6	52	73	60	33	54,5	37	41	57	55	57	54	51	41	49,125	106	105	105,5	
7	61	65	57	74	64,25	54	53	56	51	48	42	51	47	50,25	131	126	128,5	
8	49	59	47	66	55,25	53	48	44	36	51	44	35	37	43,5	115	112	113,5	
9	86	54	42	81	65,75	57	56	55	57	58	58	60	56	57,125	132	125	128,5	
10	35	45	52	38	42,5	51	43	90	66	57	76	45	41	58,625	132	142	137	
					60,3									48,7875			125,55	
CSREC - UZUN SINTERLE ME																		
11	44	47	54	47	48	73	93	43	45	57	51	103	98	70,375	157	142	149,5	
12	47	47	40	37	42,75	48	43	42	42	33	31	57	49	43,125	160	142	151	
13	60	21	20	64	41,25	60	46	70	61	72	60	55	47	58,875	125	175	150	
14	44	44	35	35	39,5	65	73	100	46	53	66	66	65	66,75	132	125	128,5	
15	37	36	27	34	33,5	76	61	45	49	61	73	63	115	67,875	115	110	112,5	
16	34	24	34	34	31,5	63	78	31	28	77	93	37	32	54,875	132	131	131,5	
17	35	35	30	30	32,5	68	63	35	32	37	32	64	73	50,5	126	125	125,5	
18	28	28	33	33	30,5	41	32	65	80	65	65	31	33	51,5	180	175	177,5	
19	34	22	15	30	25,25	56	61	53	41	46	56	59	57	53,625	65	65	65	
20	26	23	20	22	22,75	62	61	41	30	54	62	25	28	45,375	88	88	88	
					34,75									56,2875			127,9	
KATANA - UZUN SINTERLE ME																		
21	34	65	71	64	58,5	57	55	55	53	56	54	55	55	55	162	170	166	
22	35	45	44	65	47,25	54	56	55	52	58	38	41	55	51,125	135	70	102,5	
23	23	55	53	61	48	40	44	37	37	49	39	55	51	44	145	135	140	
24	21	35	27	36	29,75	42	60	36	37	69	40	39	32	44,375	108	103	105,5	
25	21	70	54	62	51,75	37	41	34	37	34	37	53	51	40,5	154	160	157	
26	21	65	58	38	45,5	61	56	52	63	73	39	66	45	56,875	110	108	109	
27	34	72	65	65	59	64	68	43	36	61	70	58	56	56	137	158	147,5	
28	23	42	31	66	40,5	58	58	40	38	45	52	46	49	48,25	137	122	129,5	
29	13	34	23	28	24,5	58	32	48	54	48	50	55	21	45,75	73	77	75	
30	30	46	56	62	48,5	59	28	50	50	53	57	41	41	47,375	152	144	148	
					45,325									48,925			128	

uzun sinterleme süresi ile üretilen örneklerdeki marjinal aralık değerleri, kısa sinterleme süresine sahip örneklerdekine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p < 0.0001$).

Sonuç olarak, CEREC® ve LAVA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin marjinal aralık değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. Ancak KATANA® bloklarda uzun ve kısa sürede sinterleme yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p < 0.0001$). (Şekil 4.1)



Şekil 4.1. LAVA®, CEREC® ve KATANA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin marjinal aralık değerlerinin grup içi farklılıkları. *: $p < 0.0001$.

En düşük marjinal aralık değerlerini CEREC® bloklar kullanılarak üretilen monolitik zirkonya örneklerde tespit edilirken; en yüksek marjinal aralık değeri KATANA® ile kısa sinterleme ile üretilen örneklerde gözlenmiştir. Gruplar arası farklar değerlendirildiğinde ise uzun sürede sinterleme ile üretilen örneklerde LAVA® bloklar ve KATANA® bloklar arasında ($p:0.001$); LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar arasında ($p < 0.0001$) ve de KATANA® bloklar ve CEREC® bloklar arasında ($p:0.016$) istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir (Tablo Y). Kısa sürede sinterleme ile üretilen örneklerde ise KATANA® bloklar ve CEREC® bloklar arasında

($p < 0.0001$) ve LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar arasında ($p < 0.0001$) istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. LAVA®, CEREC® ve KATANA® bloklar ile üretilen monolitik zirkonyalara ait marjinal aralık ölçüm değerleri arasındaki farklılıklar

MARJİNAL ARALIK ÖLÇÜM DEĞERLERİ (μm)				
		LAVA®	CEREC®	KATANA®
SİNERLEME SÜRESİ	UZUN	60.3±12.9 ^{*,β}	34.8±7.9	45.3±11.2 ^α
	KISA	69.0±8.7 ^{**}	33.1±6.9	78.1±9.3 ^Φ

*: Uzun süre sinterlenmiş örneklerin LAVA® bloklar ve KATANA® bloklar ile yapılanları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı $p < 0.001$.

β: Uzun süre sinterlenmiş örneklerin LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapılanları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı $p < 0.0001$.

α: Uzun süre sinterlenmiş örneklerin KATANA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapılanları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı $p < 0.016$.

Φ: Kısa süre sinterlenmiş örneklerin KATANA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapılanları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı $p < 0.0001$.

** : Kısa süre sinterlenmiş örneklerin LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapılanları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı $p < 0.0001$.

4.2. Aksiyel Aralık Ölçüm Değerleri

Çalışmada kullanılan LAVA®, CEREC® ve KATANA® bloklar ile uzun veya kısa sürede sinterleme yapılan örneklerin AKSİYEL aralık ölçüm değerleri ve bu değerlerin birbirleriyle T- testi ile karşılaştırılmaları Şekil 4.2 'de verilmiştir.

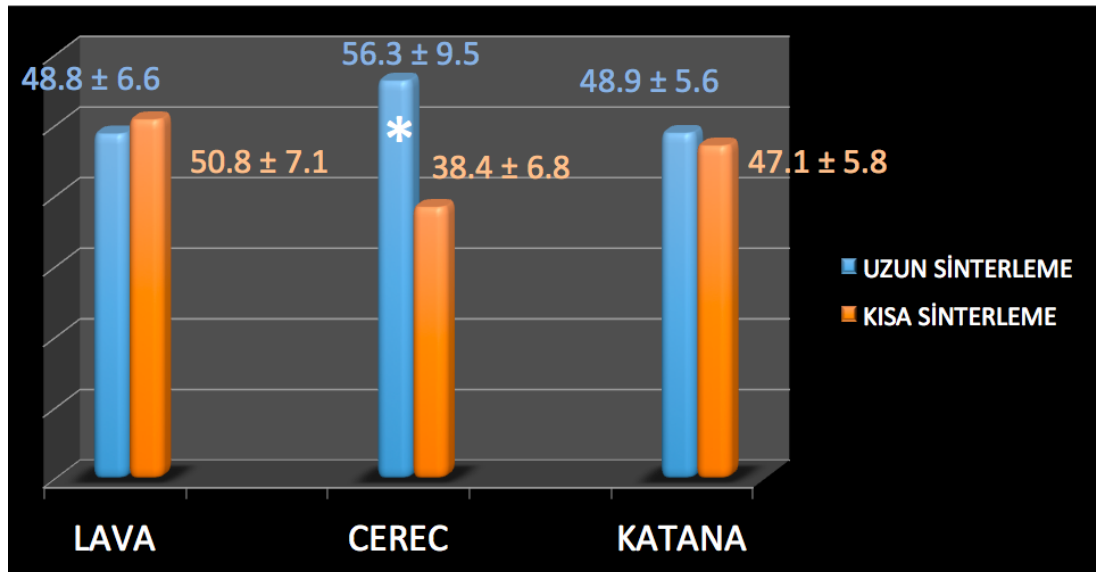
Çalışmada kullanılan LAVA® bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama aksiyel aralık değerleri $48.8 \pm 6.6 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; LAVA® bloklar ile kısa sürede sinterlemeyle üretilen örneklerin ortalama aksiyel değerleri $50.8 \pm 7.1 \mu\text{m}$, olarak bulunmuştur. Sonuç olarak, LAVA® bloklar kullanılarak üretilen uzun ve kısa sinterleme sürelerine sahip monolitik zirkonya kronların aksiyel aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p < 0.59$).

CEREC® bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama aksiyel aralık değerleri $56.3 \pm 9.5 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; CEREC® bloklar ile kısa sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama aksiyel aralık değerleri $38.4 \pm 6.8 \mu\text{m}$ olarak

bulunmuştur. Sonuç olarak, CEREC® bloklar kullanılarak üretilen uzun ve kısa sinterleme sürelerine sahip monolitik zirkonya kronların aksiyel aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p < 0.0001$).

KATANA® bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama aksiyel aralık değerleri $48.9 \pm 5.6 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; KATANA® bloklar ile kısa sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama aksiyel aralık değerleri $47.1 \pm 5.8 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Sinterleme süresindeki değişim KATANA® bloklar kullanılarak üretilen monolitik zirkonya kronların aksiyel aralık değerlerini etkilememiştir ($p=0.237$).

Sonuç olarak, LAVA® ve KATANA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin aksiyel aralık değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. Ancak CEREC® bloklarda uzun ve kısa sürede sinterleme yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p < 0.0001$) (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. LAVA®, CEREC® ve KATANA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin aksiyel aralık değerlerinin grup içi farklılıkları. *: $p < 0.0001$.

Gruplar arası farklar değerlendirildiğinde ise uzun sürede sinterleme ile üretilen örneklerde gruplar arası herhangi bir fark saptanamazken; kısa sürede

sinterleme ile üretilen örneklerde LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar arasında (p:0.011); KATANA® bloklar ve CEREC® bloklar arasında (p:0.088) istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. LAVA®, CEREC® ve KATANA® bloklar ile üretilen monolitik zirkonyalara ait aksiyel aralık ölçüm değerleri arasındaki farklılıklar.

AKSİYEL ARALIK ÖLÇÜM DEĞERLERİ (µm)				
		LAVA®	CEREC®	KATANA®
SİNERLEME SÜRESİ	UZUN	48.8±6.6	56.3±9.5	48.9±5.6
	KISA	50.8±7.1*	38.4±6.8	47.1±5.8 ^β

*: Kısa süre sinterlenmiş örneklerin LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapıları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı p:0.011.

^β: Kısa süre sinterlenmiş örneklerin KATANA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapıları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı p:0.088.

4.3. Okluzal Aralık Ölçüm Değerleri

Çalışmada kullanılan LAVA®, CEREC® ve KATANA® bloklar ile uzun veya kısa sürede sinterleme yapılan örneklerin okluzal aralık ölçüm değerleri ve bu değerlerin birbirleriyle T- testi ile karşılaştırılmaları Şekil 4.3. 'de verilmiştir.

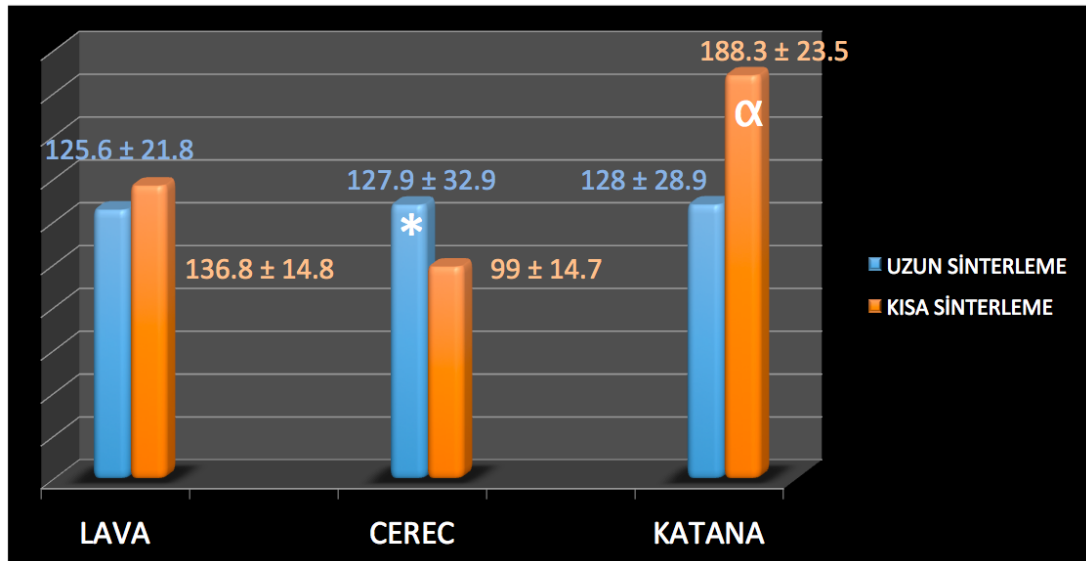
Çalışmada kullanılan LAVA® bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama okluzal aralık değerleri 125.6 ± 21.8 µm olarak tespit edilirken; LAVA® bloklar ile kısa sürede sinterlemeyle üretilen örneklerin ortalama okluzal değerleri 136.8 ± 14.8 µm, olarak bulunmuştur. Sonuç olarak, LAVA® bloklar kullanılarak üretilen uzun ve kısa sinterleme sürelerine sahip monolitik zirkonya kronların okluzal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p: 0.237).

CEREC® bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama okluzal aralık değerleri 127.9 ± 32.9 µm olarak tespit edilirken; CEREC® bloklar ile kısa sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama okluzal aralık değerleri 99.0 ± 14.7 µm olarak bulunmuştur. Sinterleme süresindeki değişim CEREC® bloklar kullanılarak üretilen monolitik zirkonya kronların okluzal aralık değerlerini etkilemiştir. Sonuç olarak, CEREC® bloklar kullanılarak üretilen uzun ve kısa sinterleme sürelerine sahip

monolitik zirkonya kronların okluzal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır (p:0.04).

KATANA® bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama okluzal aralık değerleri $128.0 \pm 28.9 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; KATANA® bloklar ile kısa sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama okluzal aralık değerleri $188.3 \pm 23.5 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Sinterleme süresindeki değişim KATANA® bloklar kullanılarak üretilen monolitik zirkonya kronların okluzal aralık değerlerini etkilemiştir. Sonuç olarak, uzun sinterleme süresi ile üretilen örneklerdeki okluzal aralık değerleri, kısa sinterleme süresine sahip örneklerdekine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur (p:0.0005).

Sonuç olarak, LAVA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin okluzal aralık değerleri arasında anlamlı bir fark tespit edilemezken CEREC® ve KATANA® bloklarda uzun ve kısa sürede sinterleme yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir (Şekil.4.3).



Şekil 4.3. LAVA®, CEREC® ve KATANA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin okluzal aralık değerlerinin grup içi farklılıkları. *: p: 0.04; α: p:0.0005.

En düşük okluzal aralık değerlerini CEREC® bloklar kullanılarak kısa sinterleme ile üretilen monolitik zirkonya örneklerde tespit edilirken; en yüksek okluzal aralık değeri KATANA® ile kısa sinterleme ile üretilen örneklerde gözlenmiştir. Gruplar arası farklar değerlendirildiğinde ise uzun sürede sinterleme ile üretilen örneklerde gruplar arası herhangi bir fark saptanamazken; kısa sürede sinterleme ile üretilen örneklerde LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar arasında ($p:0.0006.$); KATANA® bloklar ve LAVA® bloklar arasında ($p<0.0001$) ve KATANA® ve CEREC® bloklar arasında ($p<0.0001$) istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. LAVA®, CEREC® ve KATANA® bloklar ile üretilen monolitik zirkonyalara ait okluzal aralık ölçüm değerleri arasındaki farklılıklar

OKLUZAL ARALIK ÖLÇÜM DEĞERLERİ (μm)				
		LAVA®	CEREC®	KATANA®
SİNERLEME SÜRESİ	UZUN	125.6±21.8	127.9±32.9	128.0±28.9
	KISA	136.8±14.8 [Ⓚ]	99.0±14.7	188.3±23.5 ^{ⓐ, ⓑ}

[ⓐ]: Kısa süre sinterlenmiş örneklerin KATANA® bloklar ve LAVA® bloklar ile yapıları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı $p<0.0001$.

[ⓑ]: Kısa süre sinterlenmiş örneklerin KATANA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapıları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı $p<0.0001$.

[Ⓚ]: Kısa süre sinterlenmiş örneklerin LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapıları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı $p:0.0006$.

4.4. Tüm ölçüm noktaları (Marjinal, Aksiyel ve Okluzal) için siman film kalınlığı ortalama değerleri

Çalışmada kullanılan LAVA®, CEREC® ve KATANA® bloklar ile uzun veya kısa sürede sinterleme yapılan örneklerin tüm ölçüm noktaları (marjinal, aksiyel ve okluzal) için siman film kalınlığı ortalama değerleri ve bu değerlerin birbirleriyle T-testi ile karşılaştırılmaları Şekil 4.4'de verilmiştir.

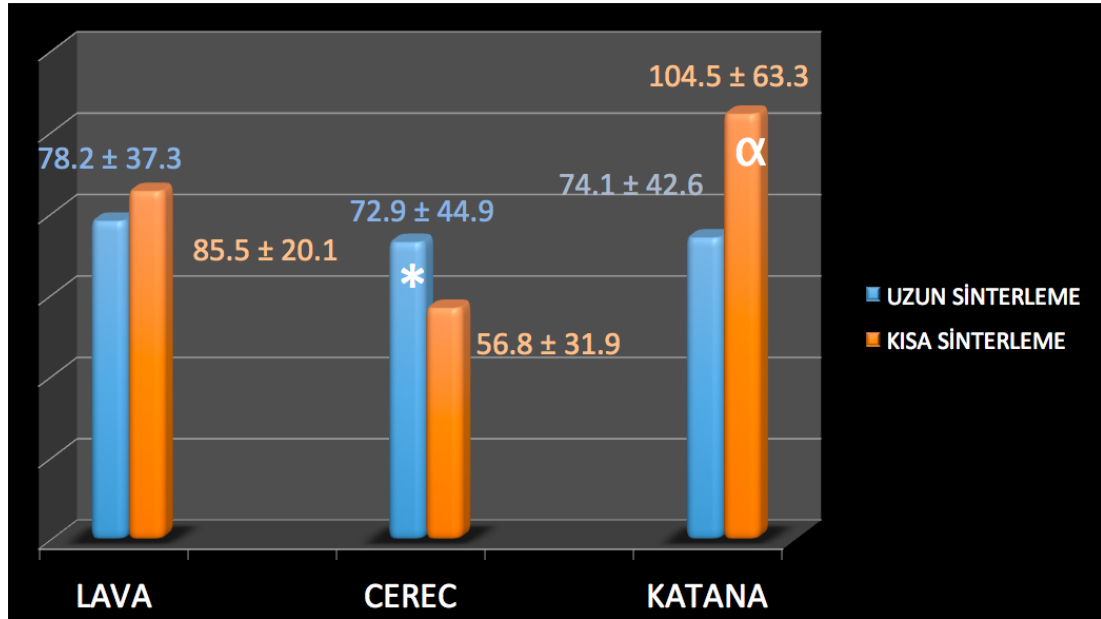
Çalışmada kullanılan LAVA® bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri $78.2 \pm 37.3 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; LAVA® bloklar ile kısa sürede sinterlemeyle üretilen örneklerin tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri $85.5 \pm$

20.1 μm , olarak bulunmuştur. Sonuç olarak, LAVA® bloklar kullanılarak üretilen uzun ve kısa sinterleme sürelerine sahip monolitik zirkonya kronların tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p: 0.06).

CEREC® bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama aralık değerleri $72.9 \pm 44.9 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; CEREC® bloklar ile kısa sürede sinterlenmiş örneklerin ortalama tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri $56.8 \pm 31.9 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Sonuç olarak, CEREC® bloklar kullanılarak üretilen uzun ve kısa sinterleme sürelerine sahip monolitik zirkonya kronların tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır (p: 0.0016).

KATANA® bloklar ile uzun sürede sinterlenmiş örneklerin tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri $74.1 \pm 42.6 \mu\text{m}$ olarak tespit edilirken; KATANA® bloklar ile kısa sürede sinterlenmiş örneklerin tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri $104.45 \pm 63.3 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Sonuç olarak, KATANA® bloklar kullanılarak üretilen uzun ve kısa sinterleme sürelerine sahip monolitik zirkonya kronların tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır (p<0.0001).

Sonuç olarak, LAVA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur. Ancak CEREC® ve KATANA® bloklarda uzun ve kısa sürede sinterleme yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. LAVA®, CEREC® ve KATANA® tipi materyallerde kısa ve uzun sinterleme süreleriyle üretilen örneklerin tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerlerinin grup içi farklılıkları. *: p: 0.0016; α: p <0.0001.

Tablo 4.6. LAVA®, CEREC® ve KATANA® bloklar ile üretilen monolitik zirkonyalara ait tüm ölçüm noktaları için siman film kalınlığı ortalama değerleri arasındaki farklılıklar.

TÜM ÖLÇÜM NOKTALARI İÇİN SİMAN FİLM KALINLIĞI ORTALAMA ÖLÇÜM DEĞERLERİ (µm)				
		LAVA®	CEREC®	KATANA®
SİNERLEME SÜRESİ	UZUN	78.2±37.3	72.9±44.9	74.1±42.6
	KISA	85.5±20.1 ^{*,β}	56.8±31.9	104.5±63.3 ^α

*: Kısa süre sinterlenmiş örneklerin LAVA® bloklar ve KATANA® bloklar ile yapılanları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı p<0.0001.

β: Kısa süre sinterlenmiş örneklerin LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapılanları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı p<0.0001.

α: Kısa süre sinterlenmiş örneklerin KATANA® bloklar ve CEREC® bloklar ile yapılanları karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı p<0.0001.

Gruplar arası farklar değerlendirildiğinde ise uzun sürede sinterleme ile üretilen örneklerde gruplar arası herhangi bir fark saptanamazken; kısa sürede sinterleme ile üretilen örneklerde LAVA® bloklar ve CEREC® bloklar arasında

($p < 0.0001$); LAVA® bloklar ve KATANA® bloklar arasında ($p < 0.0001$) ve de KATANA® bloklar ve CEREC® bloklar arasında ($p < 0.0001$) istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir (Tablo 4.6).

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, monolitik zirkonya kronlarda, sinterleme süresindeki değişikliklerin, restorasyonun marjinal ve internal uyumuna etkisi olup olmadığı araştırılmıştır. Bu amaçla oluşturulan çalışma modellerinde 3 farklı sistem ve 2 farklı sinterleme zamanı değerlendirilmiştir. Çalışmanın sıfır hipotezi, 'sinterleme süresindeki değişiklikler monolitik zirkonya restorasyonların marjinal ve internal uyumunu etkilemez', şeklinde belirlenmiştir. Toplam siman film kalınlığı açısından değerlendirildiğinde incelenen sistemlerden LAVA® Plus için bu hipotez kabul edilirken, KATANA® ve CEREC® için hipotez reddedilmiştir.

Çalışmada incelenen siman aralığı ölçümleri 3 farklı bölgeden; 4 marjinal, 8 aksiyel ve 2 okluzal olmak üzere her bir kron için toplam 14 ölçüm gerçekleştirilmiştir. Örtörp ve ark. (100) 4 farklı teknikte üretilen altyapıların uyumunu değerlendirirken her bir kron için toplamda 11 noktadan ölçüm yapmıştır. Yine benzer şekilde, tek kronların internal uyumunun değerlendirildiği bir çalışmada her bir kron için toplam 8 ölçüm yapılmıştır (74). Marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemin yanı sıra yapılan ölçüm sayısı da tartışmalıdır. Groten ve ark. (101) restorasyonun uyumunun değerlendirilebilmesi için ideal olarak 50 noktadan ölçüm yapılması gerektiğini, en az ise 20-25 noktadan yapılacak ölçüm ile sağlıklı bir uyum değerlendirmesinin yapılabileceğini savunmuşlardır. Diğer bir çalışmada ise ölçüm noktasının sayısının az olması durumunda örnek sayısının artırılarak doğru değerlendirmelerin yapılabileceği bildirilmiştir (102). Holmes ve ark. (103) kabul edilebilir marjinal aralık değerinin geniş bir aralığa sahip olması dolayısıyla, küçük gruplar ile kabul edilebilir marjinal aralık ölçümlerinin yapılabileceğini ifade etmiştir. Çalışmamızda, değerlerin değişken olabileceği göz önüne alınarak silikon örnekler insizoservikal yönde 2 ayrı kesi yapılarak ölçümü yapılan alanların çeşitliliği arttırılmaya çalışılmıştır. Ancak çalışmanın bir sınırlaması olarak dikkate alınması gereken, daha fazla noktadan ölçüm yapılabileceğidir.

Restorasyonların kenar aralığı ortalamalarının her zaman gerçeği yansıtmadığı, değerlendirme yapılırken ortalama değerlerin yanı sıra maksimum

değerleri de esas alan bir karşılaştırmanın yapılması gerektiği savunulmuştur (104). Çalışmamızın sonuçları bu görüş temelinde değerlendirildiğinde bütün örneklerdeki marjinal değerlerin maksimum değeri 120 mikronun altındadır. Çalışmamızdaki bütün örneklerin marjinal aralık değerleri literatürde kabul edilen sınırlar içerisinde kalmıştır (67). En yüksek marjinal aralık değerini $78.1 \pm 9.3 \mu\text{m}$ ile KATANA® bloklar kullanılarak kısa sürede sinterleme ile üretilen kronlar, en düşük marjinal aralık değerini $33.1 \pm 6.9 \mu\text{m}$ ile CEREC® bloklar kullanılarak kısa sürede sinterleme ile üretilen kronlar göstermiştir.

Uzun sürede sinterleme (bekleme süresi 2 saat, toplam 7 saat) ile üretilen kronların marjinal aralık değerleri incelendiğinde markalar arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Buna göre CEREC® $34.8 \pm 7.9 \mu\text{m}$, KATANA® $45.3 \pm 11.2 \mu\text{m}$ ve LAVA® $60.3 \pm 12.9 \mu\text{m}$ marjinal aralık değerleri ölçülmüştür. Bu sonuç, Karataşlı ve ark.'nın (105) yaptığı 3 farklı zirkon altyapının değerlendirildiği çalışmanın sonuçları ile çelişmektedir. Bu çalışmada LAVA® için ortalama marjinal aralık değerini $24.6 \pm 14.0 \mu\text{m}$ olarak bildirilmiştir ve de en düşük marjinal aralık değeri LAVA® altyapılarda elde edilmiştir. Ancak çalışmamızdan farklı olarak monolitik zirkon kron değil, non-anatomik altyapı (*koping*) üretmişlerdir. Lee KH ve ark. (106) tam seramik kronların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında en yüksek değerleri LAVA® için ($87.2 \pm 22.8 \mu\text{m}$) bildirmişlerdir.

Sinterleme süresindeki değişimin zirkonya restorasyonların mekanik özelliklerine etki ettiğini gösteren literatür çalışmaları mevcuttur (107-112). Sinterleme sıcaklığı ve süresinin materyalin tanecik büyüklüğüne etki ettiği düşünülmektedir. Bu çalışmaların sonuçlarına göre artmış tanecik büyüklüğü; “t-m” faz dönüşümünü uyararak materyalin stabilitesini ve dayanımını düşürmektedir. Yüksek sinterleme sıcaklığı ve uzun sinterleme süresinin tanecik büyüklüğünü artırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Doğal bir “t-m” faz dönüşümü için çok ince taneciklerin olması gereklidir (40, 107, 113). Lazar ve ark. (114), itriyum ile stabilize zirkonya seramiklerin mikroyapısında kalın taneciklerin bulunmasının monoklinik formun varlığının bir göstergesi olduğunu belirtmiştir. Ancak bu durum; Hjerppe ve ark. 'nın (107) farklı sürelerde sinterledikleri zirkonya diskler üzerinde

yaptıkları çalışmanın sonuçlarıyla çelişmektedir. Çalışmalarında örnekler arasında mikro dayanım açısından bir fark gözlenmemiştir. Bunun nedeni; sinterleme süresinin uzunluğuyla ilgili olabilir. Çalışmada kısa sinterlemeyle üretilen disklerle 1 saat 40 dk yükselme ve 1 saat bekleme süresi uygulanmıştır. Aynı çalışmada istatistiksel olarak anlamlı olmasa da kısa sinterleme ile üretilen disklerde partikül büyüklüğünün azaldığı gözlenmiştir.

Beuer ve ark. (115) zirkonyada milling işleminin çoğu zaman sinterleme öncesinde yapıldığını ve dolayısıyla sinterleme işleminin restorasyonların uyumunu etkileyebileceğini vurgulamıştır. Bu çalışmada; sinterleme süresinin kısaltılması CEREC® ve LAVA® marka bloklarla üretilen örneklerin marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka neden olmamıştır, KATANA® marka bloklarla üretilen örneklerde ise sinterleme süresinin azaltılmasıyla marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gözlenmiştir ($p < 0.0001$).

Çalışmamızda aksiyel aralık değerleri uzun süreli ve kısa süreli sinterleme zamanlarına göre sırasıyla CEREC® için $56.3 \pm 9.5 \mu\text{m}$ ile $38.4 \pm 6.8 \mu\text{m}$, LAVA® için 48.8 ± 6.6 ile 50.8 ± 7.1 ve KATANA® için 48.9 ± 5.6 ile 47.1 ± 5.8 olarak bulunmuştur. KATANA® ve LAVA® bloklardan üretilen kronların aksiyel aralık değerlerindeki sinterleme süresine bağlı değişim istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bunun yanı sıra CEREC® bloklardan üretilen kronlarda istatistiksel olarak anlamlı derecede azalma olmuştur. Sinterleme süresi kısaltıldığında CEREC® bloklardan üretilen kronların marjinal aralık değerleri istatistiksel olarak anlamlı olmasa da benzer şekilde azalmıştır. Bu açıdan değerlendirildiğinde CEREC® bloklardan üretilen monolitik zirkonya kronların sinterleme süresini kısaltmanın siman film kalınlığında azalmaya neden olacağı söylenebilir.

Literatürde marjinal aralık ile ilgili kabul edilebilir değerler ($< 120 \mu\text{m}$) (67) tanımlanmış olmakla birlikte, ideal internal aralık değerinin ne olduğu hususunda bir fikir birliği bulunmamaktadır (73, 116, 117). Wettstein ve ark. (116) restorasyonların aksiyel aralık değerlerinin 9 mikron ile 38.3 mikron arasında olduğunu bildirmişlerdir. Tam seramik restorasyonlarda day üzerinde yapılan bir çalışmada aksiyel duvarda ve marjinalde daha küçük aralıkların kompresif (sıkıştırıcı)

kuvvetlere karşı daha iyi olduklarını gösterilmiştir (63). Kompresif kuvvetler karşısında optimal internal aralık değeri 73 μm olarak belirlenmiş, 122 μm 'ye kadar olan aralık değerlerinde restorasyonların uyumlarında önemli bir farkın olmadığı; ancak dayanıklılıklarında düşme olduğunu belirtilmiştir. İnternal aralık değerleri; simantasyon aşaması, kullanılan dayanak materyali, ölçümlerin yapılmasında kullanılan büyütme cihazı, ölçüm noktaları ve sayıları gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir (118).

Diğer bir çalışmada iki farklı CAD/CAM sistemiyle (Zirkonzahn ve Ceramill) üretilen monolitik zirkonyaların internal aralık değerleri karşılaştırılmış ve internal aralık değerleri ölçümü yapılan alanlara göre değişkenlik göstermiştir (119). En yüksek internal aralık değerleri Ceramill sistemiyle üretilen örneklerin okluzal yüzlerinde yapılan ölçümlerde ($213.40 \pm 19.57 \mu\text{m}$), en düşük internal aralık değerleri ise lingual aksiyel yüzlerinde yapılan ölçümlerde ($42.90 \pm 6.84 \mu\text{m}$) saptanmıştır.

Çalışmamızda bütün örnek gruplarında internal değerler göz önünde bulundurulduğunda en yüksek değerler okluzal aralık ölçümlerinde ($99.0 \pm 14.7 \mu\text{m}$ ile $188.3 \pm 23.5 \mu\text{m}$) kaydedilmiştir. Luthard ve ark. (117) CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen restorasyonların okluzal aralık değerlerinin daha yüksek olmasına tarama cihazının çözünürlüğünün sebep olabileceğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada tarayıcının keskin kenarları eksiksiz bir şekilde okuyamamasının ve küçük ayrıntıların kazıma ünitesi tarafından kopyalanamamasının da okluzal aralık değerlerinin yüksek çıkmasına neden olabileceği bildirilmiştir.

Monolitik zirkonya restorasyonlarda siman aralığının belirlenmesi tasarım aşamasında gerçekleşir. İdeal siman aralığı konusunda yapılmış literatür çalışmaları vardır (16, 120). Bu çalışmada örnekler simante edilmemiş ancak siman aralığı göz önünde tutularak tasarlanmıştır. Siman aralık değeri 50 mikron olarak ayarlanmıştır. Zirkonya restorasyonların simantasyonunda adesiv bazlı bir siman kullanma zorunluluğu olmadığı için 50 mikron siman aralık değeri yeterli olabilir. Al-Rabab ve ark. (120) CAD/CAM sistemlerinde restorasyon tasarımlarında siman aralık değerlerinin marjinal aralığa etkisini incelemiş ve 50 mikron siman aralığı değeriyle

üretileen tasarımlarda marjinal uyumun 100 mikron siman aralığı değeriyle üretileen tasarımlara göre daha iyi olduğunu göstermişlerdir.

Literatürde marjinal ve internal aralığın ölçümü için çeşitli yöntemler tanımlanmıştır (10, 92, 93, 97, 98). Yöntemlerin birbirlerine karşı üstünlükleri olmakla birlikte en hassas yöntemin hangisi olduğu konusunda kesin bir kanıt bulunmamaktadır. Day üzerinden fotoğraf çekimi ile ölçüm tekniğı, rezin replika tekniğı, silikon replika tekniğı, kesit alarak ölçüm tekniğı, üç boyutlu yüzey tarama tekniğı, radyografiler üzerinden ölçüm tekniğı kullanılarak marjinal aralık ölçümleri yapılabilmektedir. Day üzerinden fotoğraf çekimi ile yapılan ölçümlerde marjinal aralığın başlangıç ve bitim noktalarının netliğini sağlamak, mikroskop altında örneklerin standart olarak pozisyonlandırılması zordur. Resin replika tekniğinde, kullanılan rezine bağılı olarak meydana gelen büzülme ölçümlerde hataya neden olabilir. Ayrıca restorasyonların destek dışlarında ölçüm yaparken mikroskop altında konumlandırılması ve tam bir netlik yakalanması zordur (93). Kesit alarak ölçüm tekniğı kullanılabilir bir yöntem olmasına karşın örneklerin kesitlerinin alınması zor bir işlemdir ve tekrarlayan ölçümler (üretimin farklı aşamalarında) yapılabilmesi mümkün değildir (71, 94, 96). Üç boyutlu tarama tekniğı marjinal aralık ölçümlerinin yapılabildiğı bir diğer tekniktir ve örneklere zarar verilmez. Ancak oldukça pahalı bir tekniktir ve ölçüm işlemleri fazla zaman alır (97).

Bu çalışmada birçok araştırmacı tarafından kabul görmüş, örneklere zarar verilmeden ölçümlerin yapılabildiğı, tekrarlanabilirliğı olan silikon replika tekniğı kullanılmıştır. Silikon replika tekniğı oldukça hassas bir çalışma gerektirir. Silikonda meydana gelen düzensizlikler ve ölçü maddesine bağılı büzülmeler ölçümlerde hatalara neden olabilir. Reich ve ark. (94) restorasyonların uyumunun farklı yüzeylerde incelenemesinin yalnızca silikon replika tekniğıyle sağlanabileceğini savunmuştur. Çalışmamızda bütün örnekler mikroskop altında incelenmiş ve bütünlüğünü kaybeden, düzensizliklerin olduğu örnekler için yeni ölçü alınmıştır. Ölçümler; devamlılığı olan silikonlar üzerinden yapılmıştır. Ayrıca büzülmenin önüne geçmek için polieter esaslı ölçü maddeleri kullanılmıştır ve ölçümü yapılacak replika hazırlandığı gün mikroskop altında görüntüsü kaydedilerek bilgisayara aktarılmıştır.

Bu çalışmada örneklere uygulanan silikon sertleşmesini tamamlayıncaya kadar parmak basıncı ile abutment üzerine yerleştirilen restorasyonlara baskı yapılmıştır. Weaver ve ark. (121) standart olmayan bir basıyla restorasyonları dayanaklar üzerine yerleştirmiş, parmak basıncının ortalama 78.5 N olduğunu söylemişlerdir. Ayrıca basınç farklılarının silikon tabakası üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Oksit seramiklerin yüksek kırılma dayanımları, karşıt dişte doğal-diş benzeri aşındırma davranışları ve estetik özellikleri göz önüne alındığında, özellikle çiğneme kuvvetlerinin nispeten daha fazla olduğu posterior dişlerde monolitik zirkonya restorasyonlar metal-destekli seramik restorasyonlara iyi bir alternatif olarak düşünülebilir. Bununla birlikte, materyalin üretim ve bitim aşamasında yapılan değişiklikler, fiziksel özelliklerini etkileyebilmektedir. Sabit protetik tedavilerde, restorasyonun dayanıklılığını, yalnızca materyalin fiziksel özellikleri belirlemez. Aynı zamanda restorasyonun uyumu, oluşabilecek biyolojik ve mekanik komplikasyonların önlenmesinde kritik öneme sahiptir (9-11).

Sinterleme, oksit seramiklerin üretimindeki en önemli aşamalardan biridir. Literatürde sinterleme aşamasındaki değişikliklerin zirkonyanın fiziksel özelliklerinde değişikliklere neden olabileceği ifade edilmiştir. Çalışmamızda monolitik zirkonya kronlarda, sinterleme süresindeki değişikliklerin, restorasyonun marjinal ve internal uyumuna etkisi olup olmadığını araştırılmıştır. Uzun sinterleme süresine göre markalar arasında tüm ölçüm noktaları için toplam siman film kalınlığı değerleri arasında bir fark saptanmamıştır. Üretici firmaların önerdiği şekilde uzun sinterleme süresi (bekleme süresi 2 saat, toplam 7 saat) uygulandığında markaların birbirine göre üstünlükleri olmadığı görülmektedir. Ancak kısa sinterleme süresine (bekleme süresi 45 dakika, toplam 135 dakika) sahip gruplar karşılaştırıldığında ise CEREC® bloklardan üretilen kronlarda tüm ölçüm noktaları için toplam siman film kalınlığı değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede azalma göstermiştir. KATANA® bloklardan üretilen kronlarda ise tüm ölçüm noktaları için toplam siman film kalınlığı değerleri kısa sinterleme sürelerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. LAVA® bloklardan üretilen kronlarda ise tüm ölçüm noktaları

için toplam siman film kalınlığı değerleri kısa sinterleme sürelerinde artış göstermekle birlikte bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Uzun sinterleme süreleri dikkate alındığında, çalışmada kullanılan sistemler arasında toplam siman film kalınlığı değerleri açısından, istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.
2. CEREC® ve LAVA® bloklardan üretilen kronlarda marjinal aralık değerleri sinterleme süresinden istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde etkilenmemiştir.
3. KATANA® bloklardan üretilen kronlarda sinterleme süresinin kısalması marjinal ve okluzal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede artışa neden olmuştur.

7. KAYNAKLAR

1. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. 2016;30(4):644-52.
2. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(2):120-8.
3. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(2):207-12.
4. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(3):299-307.
5. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(11):1556-67.
6. Yoon HI, Yeo IS, Yi YJ, Kim SH, Lee JB, Han JS. Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;40:369-74.
7. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YC, Perez A, Kang M. Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *International journal of dentistry*. 2015;2015:392496.
8. Abdulmajeed AA, Lim KG, Narhi TO, Cooper LF. Complete-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(6):672-7.e1.
9. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(4):227-33.
10. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(6):587-92.

11. Schillingburg HT, Hobo S, Whitsett L,D., Jacobi R., Brackett, S.E. Fundamentals of Fixed Prosthodontics 1997.
12. Aktas G, Ozcan N, Aydin DH, Sahin E, Akca K. Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. The Journal of prosthetic dentistry. 2014;111(5):367-72.
13. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 2007;38(7):e425-32.
14. Chan DC, Wilson AH, Jr., Barbe P, Cronin RJ, Jr., Chung C, Chung K. Effect of preparation convergence on retention and seating discrepancy of complete veneer crowns. Journal of oral rehabilitation. 2005;32(1):58-64.
15. Tuntiprawon M. Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. The Journal of prosthetic dentistry. 1999;81(2):142-7.
16. Ural C, Burgaz Y, Sarac D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 2010;41(7):585-90.
17. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. The Journal of prosthetic dentistry. 2005;93(4):346-55.
18. Inokoshi M, Zhang F, De Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J, et al. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2014;30(6):669-78.
19. Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. The journal of advanced prosthodontics. 2013;5(2):161-6.
20. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. The Journal of prosthetic dentistry. 1996;75(1):18-32.
21. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dental clinics of North America. 1985;29(4):621-44.

22. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1993;124(2):72-4, 6-8, 80-4.
23. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*. 2011;56 Suppl 1:84-96.
24. Anusavice KJ. *Philips' Science of Dental Materials*. Elsevier Science. 2003.
25. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics*. 2015;28(3):227-35.
26. Raghavan RN. *Ceramics in Dentistry*. 2012.
27. McLaren EA, Figueira J. Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2015;36(6):400-5; quiz 6, 16.
28. *Mosby's Dental Dictionary*. St Louis. 2008; 2nd ed. .
29. Giordano R. A comparison of all-ceramic restorative systems. *Journal of the Massachusetts Dental Society*. 2002;50(4):16-20.
30. Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(2):171-80.
31. Friedman MJ. A 15-year review of porcelain veneer failure--a clinician's observations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 1998;19(6):625-8, 30, 32 passim; quiz 38.
32. McLaren EA CP. Ceramics in dentistry-- part I: classes of materials. *Inside Dentistry*. 2009::433-22.
33. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(7):908-14.
34. Ramos Nde C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(7):870-8.

35. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International journal of computerized dentistry*. 2001;4(2):89-106.
36. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of dental research*. 2002;81(7):487-91.
37. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *The International journal of prosthodontics*. 2001;14(6):504-9.
38. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(2):216-22.
39. Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Lozano JF, Suarez MJ. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: three-year clinical results. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(6):373-9.
40. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*. 2005;33(1):9-18.
41. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research*. 1989;23(1):45-61.
42. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *Journal of dentistry*. 2013;41(12):1164-74.
43. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, et al. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2012;100(2):447-56.
44. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(12):1201-8.

45. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clinical oral investigations*. 2016.
46. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of dentistry*. 2014;42(6):684-90.
47. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of dentistry*. 2015;43(1):133-9.
48. Hmaidouch R, Muller WD, Lauer HC, Weigl P. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *International journal of oral science*. 2014;6(4):241-6.
49. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(1):22-9.
50. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(1):59-66.
51. Kontos L, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta odontologica Scandinavica*. 2013;71(3-4):482-7.
52. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2013;44(5):393-405.
53. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of dentistry*. 2012;40(11):979-88.
54. Zesewitz TF, Knauber AW, Northdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *The International journal of prosthodontics*. 2014;27(3):264-6.

55. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(4):449-56.
56. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;35:93-101.
57. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014;30(12):e419-24.
58. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;20:113-25.
59. Amer R, Kurklu D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(5):1151-5.
60. Kim HK, Kim SH. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014;30(9):e229-37.
61. Ji MK, Park JH, Park SW, Yun KD, Oh GJ, Lim HP. Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *The journal of advanced prosthodontics*. 2015;7(4):271-7.
62. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2017.
63. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Australian dental journal*. 1995;40(1):17-21.
64. Yuksel E, Zaimoglu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Brazilian oral research*. 2011;25(3):261-6.

65. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(8):e99-109.
66. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(2):223-8.
67. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*. 1971;131(3):107-11.
68. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(4):216-27.
69. Khaledi1 AAR, Farzin1 M, Fathi1 AH, Pardis2 S. The Effect of Pattern Materials on the Marginal Gap of Metal Copings Fabricated On Titanium Implant Abutments. *OHDM*. 2016;15.
70. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;65(3):436-42.
71. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(4):419-24.
72. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *Journal of oral rehabilitation*. 2014;41(11):853-74.
73. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(11):1119-26.
74. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1437-40.
75. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clinical oral investigations*. 2009;13(3):343-9.

76. Rossetti PH, do Valle AL, de Carvalho RM, De Goes MF, Pegoraro LF. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2008;16(1):64-9.
77. Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. *Operative dentistry*. 2008;33(4):392-9.
78. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2004;12(spe):26-36.
79. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;62(4):405-8.
80. Cogolludo PG, Suarez MJ, Pelaez J, Lozano JF. Influence of melting and casting methods and finish line design on the marginal discrepancy of nickel-chromium-titanium alloy crowns. *The International journal of prosthodontics*. 2010;23(5):443-5.
81. Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Operative dentistry*. 2009;34(5):586-92.
82. Ayad MF. Effects of tooth preparation burs and luting cement types on the marginal fit of extracoronary restorations. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2009;18(2):145-51.
83. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clinical oral investigations*. 2016;20(2):283-9.
84. Bajoghli F, Sabouhi M, Nosouhian S, Davoudi A, Behnamnia Z. Comparing the Accuracy of Three Different Impression Materials in Making Duplicate Dies. *Journal of international oral health : JIOH*. 2015;7(7):12-6.
85. Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;105(4):249-55.
86. Kilicarslan MA, Ozkan P, Uludag B, Mumcu E. Comparison of internal fit between implant abutments and cast metal crowns vs laser-sintered crowns. *The journal of contemporary dental practice*. 2014;15(4):428-32.

87. Cuiling L, Liyuan Y, Xu G, Hong S. [Influence of coping material selection and porcelain firing on marginal and internal fit of computer-aided design/computer- aided manufacturing of zirconia and titanium ceramic implant-supported crowns]. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi = Huaxi kouqiang yixue zazhi = West China journal of stomatology*. 2016;34(3):262-6.
88. Jalalian E, Zarbakhsh A, Mohtashamrad Z, Nourbakhsh N, Jafarpour E. In Vitro Effect of Porcelain Firing Cycle and Different Thicknesses of IPS E.max CAD Core on Marginal Accuracy of All-Ceramic Restorations. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*. 2015;12(11):815-22.
89. Habib SR, Asiri W, Hefne MJ. Effect of anatomic, semi-anatomic and non-anatomic occlusal surface tooth preparations on the adaptation of zirconia copings. *The journal of advanced prosthodontics*. 2014;6(6):444-50.
90. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2009;40(9):745-52.
91. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(2):83-7.
92. Shearer B, Gough MB, Setchell DJ. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In-Ceram crowns. *Biomaterials*. 1996;17(19):1891-5.
93. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British dental journal*. 2004;196(12):766-70; discussion 0, quiz 80.
94. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European journal of oral sciences*. 2005;113(2):174-9.
95. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiao YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(3):248-55.
96. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(4):394-404.

97. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17(6):680-5.
98. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(1):7-13.
99. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta odontologica Scandinavica*. 1993;51(4):201-6.
100. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(4):356-63.
101. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(1):40-9.
102. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics*. 1995;8(1):29-37.
103. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(5):594-9.
104. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *The International journal of prosthodontics*. 1994;7(5):440-7.
105. Karatasli O, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dental materials journal*. 2011;30(1):97-102.
106. Lee KH, Yeo IS, Wu BM, Yang JH, Han JS, Kim SH, et al. Effects of Computer-Aided Manufacturing Technology on Precision of Clinical Metal-Free Restorations. *BioMed research international*. 2015;2015:619027.

107. Hjerppe J, Vallittu PK, Froberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(2):166-71.
108. Almazdi AA, Khajah HM, Monaco EA, Jr., Kim H. Applying microwave technology to sintering dental zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;108(5):304-9.
109. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(4):471-5.
110. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of materials science Materials in medicine*. 2011;22(11):2429-35.
111. Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, et al. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(2):181-90.
112. Zhang H, Kim BN, Morita K, Keijiro Hiraga HY, Sakka Y. Effect of sintering temperature on optical properties and microstructure of translucent zirconia prepared by high-pressure spark plasma sintering. *Science and technology of advanced materials*. 2011;12(5):055003.
113. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *The International journal of prosthodontics*. 1995;8(3):239-46.
114. Lazar DR, Bottino MC, Ozcan M, Valandro LF, Amaral R, Ussui V, et al. Y-TZP ceramic processing from coprecipitated powders: a comparative study with three commercial dental ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(12):1676-85.
115. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11.
116. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *European journal of oral sciences*. 2008;116(3):272-9.

117. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *International journal of computerized dentistry*. 2002;5(2-3):165-76.
118. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(7):582-93.
119. Ha SJ, Cho JH. Comparison of the fit accuracy of zirconia-based prostheses generated by two CAD/CAM systems. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(6):439-48.
120. Al-Rabab'ah MA, Macfarlane TV, McCord JF. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2008;16(3):109-15.
121. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;66(6):747-53.

8. ÖZGEÇMİŞ

1. Bireysel Bilgiler

Adı Soyadı : Yunus Emre ÖZDEN

Doğum Yeri ve Tarihi : Üsküdar/İSTANBUL VE 22.07.1989

Uyruğu : Türkiye Cumhuriyeti

2. Eğitimi (tarih sırasına göre yeniden-eskiye doğru)

Hacettepe Üniversitesi : Sağlık Bilimleri Enstitüsü/Diş Hekimliği Fakóltesi /
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı – 2013-2017

Yeditepe Üniversitesi : Diş Hekimliği Bölümü /2008-2013