

EZGİ KAVVAS ÇELİK

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2021



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**LAZER SİNERLEME, DÖKÜM VE ZİRKONYA
ALTYAPILARIN UYUM VE DAYANIMLARININ
ARAŞTIRILMASI**

EZGİ KAVVAS ÇELİK

**DANIŞMAN
PROF. DR. SABİRE İŞLER**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2021

İTHAF

Anneme ve babama ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince hem akademik alandaki bilgilerini hem de hayata dair tecrübelerini bizlerle paylaşarak, başarılı ve sorgulayan hekimler olmamızın yanında, yaşadığımız zorluklar karşısında yılmamamızı ve her daim güçlü bireyler olmamızı öğütleyen; desteğini ve sevgisini hep yanımda hissettiğim çok değerli danışman hocam **Prof. Dr. Sabire İşler'e**,

Doktora tezi izleme komitemdeki değerli hocalarım **Doç. Dr. Ergün Keleşoğlu** ve **Doç. Dr. Değer Öngül'e**,

Lisans hayatımın son senesinden bugüne kadar takıldığım her konuda gerek klinik gerekse akademik anlamda yardımlarını ve bilgisini esirgemeyen, senelerdir bana ve ekibimize ablalık yapan çok kıymetli **Öğr. Gör. Dr. Dilara Şeyma Alpılıç'a**, doktoram süresince çok şey öğrendiğim ve her zaman yardımlarını yanımda hissettiğim **Dr. Dt. Diler Özkan İrem'e**, bana ekip olmayı ve her durumda birbirini kollamayı öğreten **Dt. Alpar Muhammedi, Dt. Selin Güven** ve **Dt. Yağmur Bulut Gökçen'e**, fakültede neşesiyle her zaman bana destek olan **Dt. Aslı Betim Şahin'e**,

Hayata gözlerimi açtığım ilk günden itibaren hiçbir koşulda beni yalnız bırakmayan, verdiğim her kararda en büyük destekçilerim olan, bana duydukları güveni ve sevgiyi her zaman içimde hissettiğim, bugünlere gelmemi sağlayan biricik annem **Gülnaz Kavvas** ve biricik babam **Nezih Kavvas'a**, doğduğu anda hayatımdaki en değerli insan olmuş ve sevgisiyle hayatımı güzelleştirmiş olan biricik kardeşim **İzel Kavvas'a**,

Doktora hayatımın ilk senesinden bugüne kadar yaşadığım her sorunda bana farklı bakış açıları sunan, hayatı benim için kolaylaştıran ve hayata daha güzel bakabilmemi sağlayan, beni her geçen gün daha sevgi dolu bir insana dönüştürmesinden keyif aldığım hayat arkadaşım **Dt. Hakan Çelik'e**, güne güzel başlamamı ve eve girdiğim anda tüm yorgunluğumu atabilmemi sağlayan, beni her zaman sakinleştiren ve içimi sevgiyle dolduran **Penny Kavvas Çelik** ve **Robin Kavvas Çelik'e**, tezimin son aşamasında karnımdaki tekmeleriyle bile bana kendimi iyi hissettiren ve dünyaya gelmesiyle birlikte hayatımı daha anlamlı kılan canım kızım **Bihter Çelik'e** sonsuz teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 34441

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xv
ÖZET	xvii
ABSTRACT	xviii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Sabit Protetik Restorasyonların Tarihsel Gelişimi.....	3
2.2. Metal-Seramik Restorasyonlar.....	3
2.3. Metal Altyapı Elde Etme Yöntemleri	4
2.3.1. Kaybolan Mum Tekniği.....	4
2.3.2. Eksiltmeli (Çıkarmalı) Üretim Yöntemleri.....	5
2.3.3. Eklemeli Üretim Yöntemleri.....	6
2.3.3.1. Tankerde Reçine Polimerizasyonu.....	7
2.3.3.2. Toz Zeminde Füzyon	9
2.3.3.3. Direkt Enerji Depozisyonu.....	10
2.3.3.4. Materyal Ekstrüzyonu	11
2.4. Diş Hekimliğinde Seramikler	12
2.4.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Yapısı	13
2.4.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Yapısal Elemanları.....	13
2.4.2.1. Feldspat	14
2.4.2.2. Silika (Kuartz, SiO ₂)	14
2.4.2.3. Kaolin.....	14
2.4.2.4. Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar.....	15

2.4.2.5. Ara Oksitler (Güçlendirici Ajanlar)	15
2.4.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Özellikleri	15
2.4.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri	16
2.4.4.1. Seramiğin Metal Altyapı ile Güçlendirilmesi	17
2.4.4.2. Kimyasal Temperleme (İyon Değişimi) ile Güçlendirme.....	17
2.4.4.3. Fiziksel Temperleme (Isı Değişimi) ile Güçlendirme.....	17
2.4.4.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu ile Güçlendirme.....	18
2.4.4.5. Cam Yapısına Seramik Kristallerinin Katılması ile Güçlendirme.....	18
2.4.4.6. Cam İnfiltrasyonu ile Güçlendirme.....	18
2.4.4.7. Tekrarlayan Fırınlama Sayısının Azaltılması.....	19
2.4.4.8. Yüzey İşlemleri ile Güçlendirme	19
2.4.4.9. Optimum Restorasyon Tasarımı	19
2.4.4.10. Transformasyon Güçlendirmesi	20
2.4.5. Tam Seramik Sistemler	20
2.4.6. Zirkonya Seramikler	21
2.4.6.1. Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı ve Dönüşüm Karakteristiği.....	22
2.4.6.2. Zirkonya Seramiklerin Güçlendirilmesi.....	23
2.4.6.3. Zirkonya Seramiklerin Çeşitleri.....	26
2.5. Sabit Restorasyonlarda Uyum.....	27
2.5.1. Sabit Protetik Restorasyonlarda Uyuma Etki Eden Faktörler.....	29
2.5.1.1. Diş Preparasyonu	29
2.5.1.2. Kullanılan Ölçü Materyalleri ve Ölçü Teknikleri	29
2.5.1.3. Restorasyon Materyalinin Cinsi ve Üretim Şekli.....	30
2.5.1.4. Fırınlama Aşamaları.....	31
2.5.1.5. Siman Türü ve Simantasyon Uygulaması	31
2.5.2. Sabit Protetik Restorasyonlarda Uyum Değerlendirme Yöntemleri.....	32
2.5.2.1. Direkt Yöntem.....	32
2.5.2.2. Silikon Replika Yöntemi.....	32
2.5.2.3. Reçine Replika Yöntemi	33
2.5.2.4. Kesit Alarak Ölçüm Yöntemi.....	33
2.5.2.5. Üç Boyutlu Optik Tarama ile Ölçüm Yöntemi	33
2.5.2.6. Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Ölçüm Yöntemi	34

2.6. Sabit Protetik Restorasyonlarda Dayanıklılığın Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Testler	34
2.6.1. Tek Eksenli Eğme Testleri.....	35
2.6.1.1. Üç Nokta Eğme Testi	35
2.6.1.2. Dört Nokta Eğme Testi	36
2.6.2. İki Eksenli Eğme Testleri.....	37
2.6.2.1. Üç Bilye Üzerinde Piston Eğme Testi	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	40
3.2. Ana Modellerin Oluşturulması	40
3.3. Altyapıların Elde Edilmesi.....	44
3.3.1. Kavisli Köprü Restorasyonu İçin Altyapı Tasarımının Yapılması	45
3.3.2. Düz Köprü Restorasyonu İçin Altyapı Tasarımının Yapılması	46
3.3.3. Patern Mum Blok Frezeleme Sonrası Konvansiyonel Döküm Yöntemi ile Metal Altyapıların Elde Edilmesi.....	47
3.3.4. Lazer Sinterleme Yöntemi ile Metal Altyapıların Elde Edilmesi	49
3.3.5. Zirkonya Altyapıların Elde Edilmesi	50
3.4. Elde Edilen Altyapıların Marjinal ve İnternal Uyumlarının Değerlendirilmesi	52
3.5. Metal ve Zirkonya Altyapılı Örneklerle Venerleme Uygulaması.....	62
3.5.1. Döküm ve Lazer Sinterleme Gruplarına Venerleme Uygulaması	62
3.5.2. Zirkonya Altyapı Grubuna Venerleme Uygulanması	64
3.6. Venerlemesi Tamamlanmış Olan Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumlarının Değerlendirilmesi	66
3.7. Siman Aralığının Hacim Ölçümlerinin Yapılması	67
3.8. Köprü Restorasyonlarının Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi.....	68
3.9. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	70
4. BULGULAR.....	72
4.1. Siman Hacmi Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular	72
4.1.1. Venerlemenin Siman Hacmi Üzerindeki Etkisine Dair Bulgular	73
4.1.2. Düz ve Kavisli Köprü Tasarımlarının Siman Hacmi Üzerindeki Etkisine Dair Bulgular.....	74
4.1.3. Farklı Üretim Yöntemlerinin ve Altyapı Materyallerinin Siman Hacmi Üzerindeki Etkisine Dair Bulgular.....	74

4.2. Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular	78
4.2.1. Düz Köprü Tasarımında Lineer Aralık Değerlerinin Marjinal, Aksiyal ve Oklüzal Yüzeylere Göre Karşılaştırılmasına Dair Bulgular	78
4.2.2. Kavisli Köprü Tasarımında Lineer Aralık Değerlerinin Marjinal, Aksiyal ve Oklüzal Yüzeylere Göre Karşılaştırılmasına Dair Bulgular	82
4.2.3. Farklı Yüzeylerin Düz Köprü Tasarımında Üretim Şekli ve Altyapı Materyallerine Göre Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular ..	86
4.2.4. Farklı Yüzeylerin Kavisli Köprü Tasarımında Üretim Şekli ve Altyapı Materyallerine Göre Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular ..	90
4.2.5. Düz Köprü Tasarımındaki Molar ve Premolar Dayanakların Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular	94
4.2.6. Düz Köprü Tasarımında Gövdeye Bakan Aksiyal Duvar ile Dışa Bakan Aksiyal Duvarların Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular	95
4.2.7. Kavisli Köprü Tasarımında Gövdeye Bakan Aksiyal Duvar ile Dışa Bakan Aksiyal Duvarların Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular	97
4.3. Kırılma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular	98
4.4. Uyum ile Kırılma Dayanımı Arasındaki İlişkinin İncelenmesine Dair Bulgular	100
4.5. Renk Haritalarına Dair Bulgular	103
5. TARTIŞMA	108
KAYNAKLAR	132
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	151
ÖZGEÇMİŞ	152

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Kullanılan materyaller ile cihazların üretici firmaları ve üretim yerleri	39
Tablo 4-1: Siman hacmi değerlerinin mm ³ cinsinden ortalama değerleri	72
Tablo 4-2: Siman hacmine ait karşılaştırmalar	73
Tablo 4-3: Düz köprü restorasyonunun mm cinsinden ortalama lineer aralık değerleri	78
Tablo 4-4: Kavisli köprü restorasyonunun mm cinsinden ortalama lineer aralık değerleri	78
Tablo 4-5: Düz köprü tasarımında, yüzeylere göre lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması	79
Tablo 4-6: Kavisli köprü tasarımında, yüzeylere göre lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması	83
Tablo 4-7: Farklı yüzeylerin düz köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre lineer aralık ölçümlerinin karşılaştırılması	87
Tablo 4-8: Farklı yüzeylerin kavisli köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre lineer aralık ölçümlerinin karşılaştırılması	91
Tablo 4-9: Düz köprü tasarımında, molar ve premolar dayanakları arasında venerleme öncesi lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması	94
Tablo 4-10: Düz köprü tasarımında, gövdeye bakan aksiyal duvarlar ile dışa bakan aksiyal duvarlar arasında, venerleme sonrası lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması	96
Tablo 4-11: Kavisli köprü tasarımında, gövdeye bakan aksiyal duvarlar ile dışa bakan aksiyal duvarlar arasında, venerleme sonrası lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması	97
Tablo 4-12: Köprü restorasyonlarının kırılma dayanımı değerlerinin Newton cinsinden ortalaması	98
Tablo 4-13: Kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması	99
Tablo 4-14: Siman hacmi değerleri ile kırılma dayanımı değerleri arasındaki korelasyon düzeyi	100

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Stereolitografi çalışma prensibinin şematik gösterimi	8
Şekil 2-2: Selektif lazer sinterleme yönteminin çalışma prensibinin şematik gösterimi	10
Şekil 2-3: Direkt enerji depozisyonu yönteminin çalışma prensibinin şematik gösterimi	11
Şekil 2-4: Materyal ekstrüzyonu yönteminin çalışma prensibinin şematik gösterimi....	12
Şekil 2-5: Tam seramik sistemlerin bileşenlerine göre sınıflandırılması	21
Şekil 2-6: İnternal ve marjinal aralık değerlendirme bölgelerinin şematik gösterimi (118)	28
Şekil 2-7: Üç nokta eğme testinin şematik gösterimi	36
Şekil 2-8: Dört nokta eğme testinin şematik gösterimi.....	36
Şekil 2-9: Üç bilye üzerinde piston eğme testinin şematik gösterimi.....	37
Şekil 3-1: Deney gruplarının sayı ve içeriklerini gösteren şema	40
Şekil 3-2: Kanin dişlerinin preparasyonu	41
Şekil 3-3: Paralelometre ile taper açılarının ayarlanması	41
Şekil 3-4: Modellerin yüksek çözünürlüklü endüstriyel tarayıcı ile taranması	42
Şekil 3-5: Kavisli köprü restorasyonunun uygulanacağı sanal model.....	43
Şekil 3-6: Düz köprü restorasyonunun uygulanacağı sanal model.....	43
Şekil 3-7: Metal ana modeller.....	43
Şekil 3-8: Ana modellerin tarandığı laboratuvar tarayıcısı (181).....	44
Şekil 3-9: Kavisli köprü altyapı tasarımının yapılacağı sanal model	44
Şekil 3-10: Düz köprü altyapı tasarımının yapılacağı sanal model	44
Şekil 3-11: Kavisli köprü restorasyonu için dayanak ve gövde olacak dişlerin seçimi..	45
Şekil 3-12: Kavisli köprü restorasyonunun siman aralıklarının belirlenmesi.....	45
Şekil 3-13: Kavisli altyapı için dayanak-gövde bağlantı alanlarının belirlenmesi	46
Şekil 3-14: Kavisli köprü restorasyonunun anatomik altyapı tasarımı.....	46
Şekil 3-15: Düz köprü restorasyonu için dayanak ve gövde olacak dişlerin seçimi.....	46
Şekil 3-16: Düz köprü restorasyonunun siman aralıklarının belirlenmesi	47
Şekil 3-17: Düz köprü restorasyonu altyapısı için dayanak-gövde bağlantı alanlarının belirlenmesi.....	47
Şekil 3-18: Düz köprü restorasyonunun anatomik altyapı tasarımı.....	47
Şekil 3-19: Patern mum bloktan frezelenmiş olan altyapı modelajları.....	48

Şekil 3-20: Döküm cihazı (182).....	48
Şekil 3-21: Mum modelajların döküm işlemi sonrası görüntüsü.....	49
Şekil 3-22: Lazer sinterleme cihazı (183).....	49
Şekil 3-23: Zirkonya altyapıların üretiminde kullanılan blok (184).....	50
Şekil 3-24: Zirkonya altyapıların üretiminde kullanılan aşındırma ünitesi (185)	50
Şekil 3-25: Zirkonya altyapıların sinterlenme fırını (186).....	51
Şekil 3-26: Düz köprü restorasyonlarının altyapıları.....	51
Şekil 3-27: Kavisli köprü restorasyonlarının altyapıları.....	52
Şekil 3-28: Metal ana modellerin endüstriyel tarayıcı ile taranması	53
Şekil 3-29: Altyapı dayanaklarının iç yüzeylerine silikon yağı uygulanması	53
Şekil 3-30: Düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü materyalinin uygulanması	54
Şekil 3-31: Altyapıların metal ana modele yerleştirilmesi	54
Şekil 3-32: Taşkın silikon materyalinin temizlenmesi	54
Şekil 3-33: Ana model üzerindeki silikon materyali	54
Şekil 3-34: Küçük azı dayanağı için belirlenen ölçüm noktalarının şematik gösterimi .	56
Şekil 3-35: Büyük azı dayanağı için belirlenen aralık ölçüm noktalarının şematik gösterimi	57
Şekil 3-36: Sağ kanin dayanağı için belirlenen ölçüm noktalarının şematik gösterimi..	59
Şekil 3-37: Sol kanin dayanağı için belirlenen ölçüm noktalarının şematik gösterimi ..	60
Şekil 3-38: Oksidasyon işlemi tamamlanmış olan metal altyapılı örneğin görüntüsü ...	62
Şekil 3-39: Opak uygulaması tamamlanmış metal altyapılı örneğin görüntüsü.....	62
Şekil 3-40: Metal altyapılı örneklerle dentin tabakası uygulanması.....	63
Şekil 3-41: Metal altyapılı örneklerle mine tabakası uygulanması.....	63
Şekil 3-42: Venerlemesi tamamlanmış metal altyapılı örneklerin görüntüsü.....	64
Şekil 3-43: Silikon anahtarların görüntüsü	64
Şekil 3-44: Zirkonya altyapılı örneklerle liner tabakası uygulanması	65
Şekil 3-45: Zirkonya altyapılı örneklerle dentin tabakası uygulanması	65
Şekil 3-46: Zirkonya altyapılı örneklerle mine tabakası uygulanması	66
Şekil 3-47: Venerlemesi tamamlanmış zirkonya altyapılı örneklerin görüntüsü	66
Şekil 3-48: Tüm kaide kesildikten sonra dayanak dişlerin görüntüsü	67
Şekil 3-49: Dayanak dişlerin kole yüzeylerinin kapatılması ve içlerinin doldurulması .	68
Şekil 3-50: Çalışmada kullanılan universal test cihazının görüntüsü	68
Şekil 3-51: Cam iyonomer simanın karıştırılması	69

Şekil 3-52: Restorasyonun ana model üzerine parmak basıncı ile oturtulması	69
Şekil 3-53: Köprü restorasyonlarının universal test cihazındaki görüntüsü	70
Şekil 3-54: Köprü restorasyonlarının kırma işlemi sonrasındaki görüntüleri.....	70
Şekil 4-1: Farklı köprü tasarımlarının, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre venerleme öncesi ve sonrasındaki siman hacmi değerleri	76
Şekil 4-2: Farklı üretim şekli ve altyapı materyallerinin, köprü tasarımına göre venerleme öncesi ve sonrasındaki siman hacmi değerleri.....	76
Şekil 4-3: Farklı köprü tasarımlarının venerleme öncesi ve sonrası siman hacmi değerleri	77
Şekil 4-4: Farklı üretim şekli ve altyapı materyallerinin venerleme öncesi ve sonrası siman hacmi değerleri	77
Şekil 4-5: Döküm grubunun düz köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri	80
Şekil 4-6: Lazer sinterleme grubunun düz köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri	81
Şekil 4-7: Zirkonya grubunun düz köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri	82
Şekil 4-8: Döküm grubunun kavisli köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri	84
Şekil 4-9: Lazer sinterleme grubunun kavisli köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri	85
Şekil 4-10: Zirkonya grubunun kavisli köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve.....	86
Şekil 4-11: Düz köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer marjinal yüzey aralık değerleri.....	88
Şekil 4-12: Düz köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aksiyal yüzey aralık değerleri.....	89
Şekil 4-13: Düz köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer oklüzal yüzey aralık değerleri	90
Şekil 4-14: Kavisli köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer marjinal yüzey aralık değerleri	92
Şekil 4-15: Kavisli köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aksiyal yüzey aralık değerleri	93

Şekil 4-16: Kavisli köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer oklüzal yüzey aralık değerleri.....	94
Şekil 4-17: Düz köprü tasarımında, venerleme öncesi molar ve premolar dayanaklarının lineer uyumsuzluk değerleri.....	95
Şekil 4-18: Düz köprü tasarımında, gövdeye bakan aksiyal duvarlar ile dışa bakan aksiyal duvarların lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması.....	96
Şekil 4-19: Kavisli köprü tasarımında, gövdeye bakan aksiyal duvarlar ile dışa bakan aksiyal duvarların lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması.....	98
Şekil 4-20: Düz ve kavisli köprü tasarımlarında, üretim şekilleri ve altyapı materyallerine göre kırılma dayanımı değerleri.....	100
Şekil 4-21: Siman hacmi ve noktasal ölçümler arasındaki korelasyon	101
Şekil 4-22: Siman hacmi ve noktasal ölçümler arasındaki korelasyon (Çizgiler siman hacmini ifade ederken, şekiller noktasal ölçümleri ifade etmektedir).....	101
Şekil 4-23: Döküm grubunun, düz ve kavisli tasarımlardaki siman hacmi ve kırılma dayanımı değerleri korelasyonu.....	102
Şekil 4-24: Lazer sinterleme grubunun, düz ve kavisli tasarımlardaki siman hacmi ve kırılma dayanımı değerleri korelasyonu	102
Şekil 4-25: Zirkonya grubunun, düz ve kavisli tasarımlardaki siman hacmi ve kırılma dayanımı değerleri korelasyonu.....	103
Şekil 4-26: $D_D V_0$ grubuna ait renk haritası örneği	104
Şekil 4-27: $D_K V_0$ grubuna ait renk haritası örneği	104
Şekil 4-28: $L_D V_0$ grubuna ait renk haritası örneği.....	104
Şekil 4-29: $L_K V_0$ grubuna ait renk haritası örneği.....	105
Şekil 4-30: $Z_D V_0$ grubuna ait renk haritası örneği.....	105
Şekil 4-31: $Z_K V_0$ grubuna ait renk haritası örneği.....	105
Şekil 4-32: $D_D V_1$ grubuna ait renk haritası örneği	106
Şekil 4-33: $D_K V_1$ grubuna ait renk haritası örneği	106
Şekil 4-34: $L_D V_1$ grubuna ait renk haritası örneği.....	106
Şekil 4-35: $L_K V_1$ grubuna ait renk haritası örneği.....	107
Şekil 4-36: $Z_D V_1$ grubuna ait renk haritası örneği.....	107
Şekil 4-37: $Z_K V_1$ grubuna ait renk haritası örneği.....	107

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

3D : 3 Dimentional (3 boyutlu)

3Y-TZP : Ytria katyonlu zirkonya polikristali

ATMD : Amerikan Test ve Materyal Derneği

B₂O₃ : Borik oksit

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)

CAM : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)

CaO : Kalsiyum oksit

CeO₂ : Seryum dioksit

Co-Cr : Kobalt Krom

Dr : Doktor

Er₂O₃ : Erbiyum oksit

Eu₂O₃ : Europium oksit

Gd₂O₃ : Gadolinium oksit

GPa : Gigapascal

HIP : Hot isostatic postcompaction (Sıcak izostatik presleme)

ISO : International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilatı)

K₂O₃ : Potasyum oksit

La₂O₃ : Lantan oksit

Li₂O : Lityum oksit

LTD : Low temperature degradation (Düşük ısı bozunması)

MgO : Magnezyum oksit

Mg-PSZ : Magnezyum katyonlu parsiyel stabilize zirkonya

MikroBT : Mikro Bilgisayarlı Tomografi

Mm : Milimetre

MPa : Megapascal

N : Newton

Na₂O : Sodyum oksit

P₂O₅ : Fosforik oksit

ppm : Parts per million (milyonda bir birim)

SEM : Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

Se_2O_3 : Selenium trioksit

STL : Standart Tessellation Language (Standart Mozaikleme Dili)

Y_2O_3 : Yttrium oksit (Ytria)

Yb_2O_3 : Ytterbium oksit

ZrO_2 : Zirkonyum dioksit (Zirkonya)

ZrSiO_4 : Zirkonyum silikat

ZTA : Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

μm : Mikrometre

$^{\circ}\text{C}$: Derece Celcius

$\text{D}_\text{D}\text{V}_0$: Venerleme öncesi döküm grubu düz köprü restorasyonu

$\text{D}_\text{K}\text{V}_0$: Venerleme öncesi döküm grubu kavisli köprü restorasyonu

$\text{D}_\text{D}\text{V}_1$: Venerleme sonrası döküm grubu düz köprü restorasyonu

$\text{D}_\text{K}\text{V}_1$: Venerleme sonrası döküm grubu kavisli köprü restorasyonu

$\text{L}_\text{D}\text{V}_0$: Venerleme öncesi lazer sinterleme grubu düz köprü restorasyonu

$\text{L}_\text{K}\text{V}_0$: Venerleme öncesi lazer sinterleme grubu kavisli köprü restorasyonu

$\text{L}_\text{D}\text{V}_1$: Venerleme sonrası lazer sinterleme grubu düz köprü restorasyonu

$\text{L}_\text{K}\text{V}_1$: Venerleme sonrası lazer sinterleme grubu kavisli köprü restorasyonu

$\text{Z}_\text{D}\text{V}_0$: Venerleme öncesi zirkonya grubu düz köprü restorasyonu

$\text{Z}_\text{K}\text{V}_0$: Venerleme öncesi zirkonya grubu kavisli köprü restorasyonu

$\text{Z}_\text{D}\text{V}_1$: Venerleme sonrası zirkonya grubu düz köprü restorasyonu

$\text{Z}_\text{K}\text{V}_1$: Venerleme sonrası zirkonya grubu kavisli köprü restorasyonu

ÖZET

Kavvas Çelik, E. (2021). Lazer Sinterleme, Döküm ve Zirkonya Altyapıların Uyum ve Dayanımlarının Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Protetik restorasyonların uzun dönem başarısında en etkili faktörlerden biri restorasyonun marjinal ve internal uyumudur. Uyumu zayıf olan restorasyonlar birçok biyolojik ve mekanik komplikasyona neden olabilmektedir. Restorasyonlardaki kavis varlığının ve altyapılara uygulanan venerlemenin, restorasyonların uyumları üzerinde etkili olduğu bilinmektedir.

Bu çalışmada, düz ve kavisli form ile venerlemenin, farklı üretim şekli ve altyapı materyalleri ile elde edilmiş restorasyonlarda uyumsuzluğa olan etkisinin değerlendirilmesi; düz ve kavisli formun kırılma dayanımına olan etkisinin araştırılması; uyum ile kırılma dayanımı arasındaki korelasyonun irdelenmesi amaçlanmıştır.

Posterior bölgede düz köprü tasarımında ve anterior bölgede kavisli köprü tasarımında iki ayrı ana model oluşturulmuştur. Döküm ve lazer sinterleme yöntemleri ile Co-Cr metal alaşımından ve frezeleme yöntemi ile zirkonya materyalinden altyapılar elde edilmiştir. Venerleme öncesi ve sonrasında üç boyutlu optik tarama yöntemi ile uyumları değerlendirilen örnekler; son olarak dört nokta eğme testine tabi tutulmuş ve kırılma dayanımları değerlendirilmiştir.

Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, restorasyonların uyumlarının kavis varlığından ve venerlemeden istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilendiği; farklı üretim yöntemleri ve altyapı materyallerine göre, kavisli formun kırılma dayanımı üzerinde farklı etkiler yarattığı saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler : döküm, lazer sinterleme, zirkonya, uyum, kırılma dayanımı

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 34441

ABSTRACT

Kavvas Çelik, E. (2021). Evaluation of Fit and Fracture Strength of Casting, Laser Sintering and Zirconia Frameworks. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul.

Marginal and internal fit is one of the most important factors in the long term success of fixed dental prostheses (FDP). Poor marginal and internal fit of restorations can cause many biological and mechanical complications. It is known that the presence of curvature in restorations and veneering to frameworks have an effect on the fit of the restorations.

In this study, we aimed to evaluation of the effect of curvature and veneering on fit in FDPs obtained with different production methods and framework's materials; investigation of the effect of curvature on fracture strength; examine the correlation between fit and fracture strength.

Two different master models were designed in the 4-unit linear bridge restoration in the posterior region and in the 6-unit curved bridge restoration in the anterior region. Frameworks were produced from Co-Cr metal alloy by casting and laser sintering methods and from zirconia material by milling method. The fit of the frameworks before and after veneering was evaluated using the three dimensional optical scanning method. Then, four point bending test was applied and fracture strength was evaluated.

According to the results, significant differences were found in terms of the fit between linear/curved configuration and before/after veneering. According to different manufacturing techniques and framework material, it has been determined that the curved configuration has different effects on the fracture strength.

Key Words: casting, laser sintering, zirconia, fit, fracture strength

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 34441

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Marjinal ve internal uyumun; diş preparasyonundan, yapılacak restorasyonun arktaki konumundan, ölçü tekniklerinden ve malzemelerinden, üretim yöntemlerinden, restorasyon materyalinden ve fırınlama aşamalarından etkilendiği bilinmektedir. Sabit protetik restorasyonlarda, dayanağın kenar bitim sınırından restorasyonun kenar bitim sınırına kadar yapılan dik ölçümler “marjinal aralık”; aksiyal ve oklüzal yüzeylerden restorasyonun iç yüzeyine yapılan dik ölçümler ise “internal aralık” olarak adlandırılmaktadır. Marjinal ve internal aralık değerleri, restorasyonun uyumu hakkında bilgi vermektedir. Klinik olarak kabul edilebilir sınırların üzerindeki aralık değerleri, biyomekanik problemlere neden olmaktadır.

Son yıllarda ölçüden simantasyona kadar olan aşamalarda, insana ve materyale bağlı hataların en aza indirilmesi amacıyla, geleneksel yöntemler yerini bilgisayar destekli sistemlere bırakmaya başlamıştır. Bu sistemler ile materyal kalitesi artmakta, işlem basamakları azalmakta ve insana bağlı oluşabilecek hatalar en aza indirilmektedir. Restorasyonların üretiminde ilk olarak bilgisayar destekli eksiltmeli yöntemler gündeme gelmişken; son yıllarda üç boyutlu baskı ve hızlı prototipleme teknolojileri olarak da bilinen eklemeli yöntemler diş hekimliğindeki yerini almıştır.

Literatürde krun restorasyonlarının uyumlarını değerlendiren birçok çalışma olmasına rağmen, köprü restorasyonlarının uyumlarını değerlendiren az sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Kavis varlığının marjinal ve internal uyum ile kırılma dayanımına etkisinin değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bunun yanında, venerlemenin etkisini değerlendiren çalışmalar arasında, kavisli köprü restorasyonlarının araştırıldığı herhangi bir çalışmaya da rastlanmamıştır.

Köprü restorasyonlarının üretiminde, eksiltmeli (çıkartmalı) ve eklemeli bilgisayar destekli sistemlerin, konvansiyonel basamaklar içeren sistemlere göre, kavis varlığından ve fırınlama aşamalarından nasıl etkileneceği konusunda bilimsel bir veriye rastlanmadığından net bir öngörü oluşturulamamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, farklı üretim teknikleri ve altyapı materyalleri ile üretilmiş olan düz ve kavisli köprü restorasyonlarının uyumlarının, kavis varlığından ve vener uygulamasından nasıl etkilendiğinin belirlenmesi; kırılma dayanımlarının

değerlendirilmesi ile uyum-dayanım korelasyonunun incelenmesidir. Bu amaçla iki farklı vakayı temsil edebilecek iki ayrı model oluşturulmuş ve üç farklı yöntemle elde edilen düz ve kavisli restorasyonların, veneerleme öncesi ve sonrası uyumları değerlendirilmiştir. Ardından restorasyonların kırılma dayanımları incelenerek, uyum ile kırılma dayanımı arasındaki ilişki irdelenmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sabit Protetik Restorasyonların Tarihsel Gelişimi

Diş hekimliği tarihinde, kaybedilen dişlerin protetik olarak restorasyonu, M.Ö. 2500 yıllarına uzanan bir geçmişe sahiptir (1). Pierre Fauchard, 1723 yılında tamamlamış olduğu “Le Chirurgien Dentiste” isimli kitabında, metal restorasyonların estetik bir materyalle kaplanmasından bahsetmiş ve diş hekimliğinde porselen kullanımı ile ilgili çalışmaların öncüsü olmuştur (2). Seramik materyali, 1800’lü yılların başında diş hekimliğindeki estetik restorasyonlarda kullanılmaya başlanmıştır. İlk seramik restorasyon, Giuseppe-Angelo Fonzi tarafından 1808 yılında yapılmış; ancak 1850’lerin sonuna kadar gerçek anlamda bir gelişme sağlanamamıştır (2).

Tam seramik kuron fikri 1873 yılında ortaya atılmıştır. A. E. Matteson, 1878 yılında dişlerin görünen yüzeylerini olduğu gibi bırakarak, diğer yüzeylerini kaplayan “açık yüzeyli kuronlar” yapılabileceğini öne sürmüştür. 1886 yılında, altın matriks üzerine düşük ısı porseleni uygulanabilmiş; 1889 yılında ise C. H. Land tarafından, platin matriks üzerinde şekillendirilen porselen ile kuron restorasyonları ve yüksek ısı porselenleriyle inley restorasyonlar yapılmıştır. Böylece 1900’lü yılların başından itibaren viner kuronların yapımında yüksek ısı porselenleri rutin pratiğe girmiştir (3).

Bilimsel anlamda başarılı ilk seramik viner kuron restorasyonu, 1902 yılında Charles H. Land tarafından yapılmıştır. W. E. Wilson, 1940 yılında viner materyali olarak akrilik kullanımını öne sürmüş; ancak 1951-1964 yılları arasında hem yeni metal alaşımlarının hem de porselenlerin geliştirilmesiyle birlikte, Weinstein tarafından dökülen metal altyapılar üzerinde porselen pişirilmesi yöntemi diş hekimliğine sunulmuştur (3).

2.2. Metal-Seramik Restorasyonlar

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler sahip oldukları biyouyumluluk, renk stabilitesi, ışık geçirgenliği, aşınmaya karşı direnç ve doğal dişe benzer ısı genleşme katsayısı gibi özellikleriyle avantajlı materyallerdir (4). Ancak iç yapılarında bulunan “Griffith çatlakları” ve pişirme işlemiyle uğradıkları büzülme gibi karakteristik özellikleri kırılğan bir yapı sergilemelerine sebep olmaktadır (5). Sabit protetik restorasyonların, ağız içi kuvvetlere dayanımını arttırmak amacıyla, seramiğe altyapı oluşturacak bir metal

alaşımı veya daha yüksek kırılma dayanımı değerlerine sahip bir başka seramik materyali kullanılabilir (6).

Metal altyapılı seramik restorasyonların kırılma dayanımları, altyapı tasarımına; metal ile porselen arasındaki bağlantıya ve kimyasal uyuma; altyapı için kullanılacak olan metalin kalınlığına bağlıdır. Metal altyapının kalınlığı, preparasyon miktarına ve metal alaşımının cinsine göre değişmekte olup; oklüzal yükler altında, deformasyona uğramayacak ve porselene yeterli desteği sağlayabilecek şekilde hazırlanmalıdır (7,8). Altyapı materyali olarak seçilecek olan alaşımın, seramik pişerken uygulanacak olan yüksek ısı altında deformasyona uğramayacak bir ergime aralığına sahip olması gerekmektedir (8). Ayrıca metal alaşımının ısı genleşme katsayısının, seramiğin ısı genleşme katsayısından daha yüksek olması; ancak aradaki farkın $0,5 \times 10^6$ °C'den küçük olması gerekmektedir (6).

Metal-seramik restorasyonların ısısal ve mekanik kuvvetlere gösterdiği direnç, metal ile porselen arasındaki kimyasal uyum ile sağlanır. En önemli başarı kriterlerinden biri olan bağlanma dayanımı, metal yüzeyinde oluşan veya oluşturulan oksit tabakasıyla yakından ilişkilidir (9). Gereğinden fazla oluşacak olan oksit tabakası, metal oksit tabakasının kendi içinde kırılmasına veya metal ile porselen arasındaki bağlantının hiç oluşmamasına sebep olacaktır (10).

2.3. Metal Altyapı Elde Etme Yöntemleri

Protetik restorasyonlar için metal alaşımlarının şekillendirilmesi, kayıp mum tekniği uygulanmaya başlanana kadar yüzeye uyumlama şeklinde yapılmaktaydı. Kayıp mum tekniği, rutin pratikte en sık kullanılan yöntemlerden biri olmasına rağmen; detay verme özelliği yetersiz kalabilmektedir. Ayrıca bu teknik ile elde edilen geleneksel altyapıların uyumları; ölçü materyalleri, alçı, modelaj mumu, revetman gibi birçok materyale ve teknisyenin becerisine bağlı olduğundan yeni yöntemler geliştirilmeye başlanmıştır. Son yıllarda, malzeme ve teknisyen kaynaklı riskleri en aza indirerek, uyumu arttıracakları öngörüldüğünden; geleneksel yöntemler, yerini bilgisayar destekli üretim yöntemlerine bırakmaya başlamıştır (11).

2.3.1. Kaybolan Mum Tekniği

Metal alaşımlarının “kaybolan mum tekniği” ile şekillendirilmesi, 1891 yılında altın inleylerin yapımında mum modelajın kullanımını öneren Dr. Martin ve 1896 yılında

metalin basınç ile dökümünü tarif eden Dr. Philbrook tarafından gündeme gelmiştir. 1907 yılında Dr. Taggart tarafından geliştirilen döküm cihazı sayesinde bu yöntem geliştirilmiştir (12).

Kaybolan mum tekniği ile hazırlanacak olan altyapılar için pindex yöntemi ile model hazırlığı yapılır; mum modelaj, revetmana alma ve mumun elimine edilmesi işlemlerini takiben, döküm kanalından eriyik metalin boşluk içerisine gönderilmesi ile altyapı elde edilir. Ardından elde edilmiş olan metal altyapıların, tesviye ve cilaları yapılır (13,14).

Kaybolan mum tekniğinde karşılaşılan en büyük problem, metal alaşımının sıvı fazdan katı faza geçerken gösterdiği büzölmeye bağlı olarak marjinal ve internal uyumun orjinalden sapmasıdır (15). Bu büzölme miktarı, dökümde kullanılacak olan revetmanın sertleşme genleşmesi, higroskopik genleşmesi ve ısısal genleşmesi ile kompanse edilmeye çalışılmaktadır (7).

2.3.2. Eksiltmeli (Çıkarmalı) Üretim Yöntemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD-CAM sistemleri, teknolojinin birçok alanında eski zamanlardan beri kullanılıyor olmasına rağmen, diş hekimliğinde ilk defa 1977 yılında Bruce Altschuler tarafından ağız içi dokuların optik tarayıcı yardımıyla bilgisayarda görüntülenebilmesi ile gündeme gelmiştir. Bu uygulamanın restoratif diş hekimliğine girişi ise 1988 yılında, Werner Mörmann ve Marco Brandestini tarafından geliştirilen CEREC Sistem ile gerçekleşmiştir (16).

Bütün CAD-CAM sistemleri için üç ana aşama mevcuttur: Bu aşamaların ilki dijitalizasyon aşamasıdır ve verilerin dijital olarak kaydedilmesi hedeflenmektedir. İkinci aşama, elde edilen dijital model üzerinde, yapılması planlanan restorasyonun, bilgisayar destekli üç boyutlu tasarımının yapılmasıdır. Son aşama ise dijital olarak tasarlanan restorasyonun bilgisayar kontrolünde üretilmesi aşamasıdır. CAD-CAM sistemleri, eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemleri olarak iki alt gruba ayrılmaktadır. Eksiltmeli üretim yönteminde, yazılımda tasarlanmış olan restorasyon, bütün bir bloğun, çeşitli sayıdaki eksenlerde hareket edebilen frezler ile aşındırılması sonucunda üç boyutlu olarak üretilmektedir (17,18).

Eksiltmeli üretim yöntemleri, birçok avantajı beraberinde getirmiştir. Hastaların bekleme süreleri kısalmış, daha iyi restorasyonların daha kısa sürede elde edilebilmesiyle

hasta ve hekim konforu artmıştır (19). Bu yöntemde aşındırılacak olan bloklar, fabrikada homojen yapıda hazırlanmış olduğundan, elde edilen altyapıların fiziksel ve mikroyapısal özellikleri teknisyene bağlı olarak değişmemekte ve daha üstün özelliklere sahip restorasyonlar üretilebilmektedir (16).

Metal altyapılar kaybolan mum tekniği ile elde edildiklerinde, döküm defektleri görülebilmekte; metal alaşımının, revetmanın ve modelaj materyalinin özelliklerinden negatif yönde etkilenebilmektedirler. Buna karşın, teknolojinin gelişmesiyle birlikte, bilgisayar kontrolünde, bloklardan frezelenerek elde edilen altyapıların; mikroyapısal homojenliklerinin ve marjinal-internal uyumlarının daha iyi olması amaçlanmaktadır (20).

2.3.3. Eklemeli Üretim Yöntemleri

Eklemeli üretim yöntemleri, Amerikan Test ve Materyal Derneği (ATMD) tarafından “Eksiltmeli üretim yöntemlerinin aksine, üç boyutlu modellerden tasarlanan objelerin üretilebilmesi için, materyallerin tabaka tabaka birleştirilmesi yöntemidir.” şeklinde açıklanmaktadır. Eklemeli yöntemlerin çalışma prensibi, tasarlanmış olan geometrinin bir seri cross-sectional kesitinin elde edilmesini takiben; her bir kesitin bir öncekinin üzerine yazdırılması şeklinde üç boyutlu objenin oluşturulmasına dayanmaktadır (21).

Başlangıç noktası “hızlı prototipleme”ye dayanan bu yöntem, 1980’li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Bugün “eklemeli üretim” ifadesi, üretim öncesindeki hızlı prototiplemeyi, tam ölçekli hızlı üretimi ve kişiselleştirme gibi üretim aşamasındaki bütün teknolojileri tanımlayan bir ifade haline gelmiştir (21).

Eklemeli üretim yöntemlerinin öncelikli avantajları, her bir tabakası CAD yazılımındaki tasarımda belirlenmiş olan karmaşık geometrideki objelerin, herhangi bir artık malzeme bırakmadan üretilebilmesidir. Üç boyutlu yazıcıların çözünürlüğü, biriktirdikleri tabakaların kalınlığını ifade etmektedir ve ortalama 100 μm ’dir. Herhangi bir objenin üretim süresi, kullanılan yönteme, tasarlanan geometrinin karmaşıklığına ve objenin boyutuna göre birkaç saatten birkaç güne kadar değişebilmektedir (22).

İlk olarak Pierre Ciraud, 1971 yılında zemin üzerine serilen toz materyalin, lazer gibi bir enerji demetiyle birleştirilmesine dayalı üretim yöntemi ile ilgili patent başvurusunda bulunmuştur. 1984 yılında Chuck Hull, tabaka tabaka üç boyutlu üretim

yapabilecek olan cihazın detaylarını sunmuş, patentini almış ve 3D Systems'ı kurarak, ilk hızlı prototipleme cihazlarını üretmeye başlamıştır. Ayrıca sistemin sınırlarla sınırlı olmadığını fark ederek, bu yönteme genel bir ifade olan "stereolitografi" adını vermiştir. Ardından 1986 yılında Carl Deckard, Hull'un yöntemine benzeyen ancak toz malzeme kullanılan bir çalışma yapmaya başlamıştır. Deckard bu yöntem için başlangıçta farklı isimler düşünse de, "seçici lazer sinterleme" ifadesinde karar kılmıştır (22).

Eklemeli üretim yöntemleri ATMD tarafından yedi sınıfa ayrılmaktadır. Bunlar tankerde reçine polimerizasyonu, materyal ekstrüzyonu, materyal püskürtme, bağlayıcı püskürtme, toz zeminde füzyon, direkt enerji depozisyonu ve yaprak laminasyonudur. Bu yöntemlerden tankerde reçine polimerizasyonu, toz zeminde füzyon ve direkt enerji depozisyonu yöntemleri kullanılarak restorasyonların metal altyapıları; materyal ekstrüzyonu yöntemi kullanılarak ise döküme alınmak üzere mum modelajlar elde edilebilmektedir (23).

2.3.3.1. Tankerde Reçine Polimerizasyonu

Tankerde reçine polimerizasyonunda, tankin içinde yer alan, ultraviyole ışık demeti veya lazer ışını ile polimerize olabilen, likit halindeki reçine materyali kullanılarak tabakalar halinde üç boyutlu objeler oluşturulmaktadır. Şekillendirme sırasında, oluşturulan objeyi taşıyan tabla, tamamlanan her tabakadan sonra polimerize edilen tabakanın kalınlığı kadar aşağıya inmekte ve bu işlemler obje tamamlanıncaya kadar devam etmektedir. Tablanın sabit kaldığı bir diğer sistemde ise, bir tabakanın polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, tabaka kalınlığı ile uyumlu olacak miktarda reçine solüsyonu tanka dolmaktadır(24).

Tankerde reçine polimerizasyonu yöntemi iki gruba ayrılabilir:

Stereolitografi

İlk defa 1986 yılında Hull tarafından ortaya koyulan bu terim, ultraviyole ile şekillendirilebilen materyallerin, ince tabakalar halinde ve her biri diğerinin üzerine yazdırılacak şekilde, üç boyutlu katı objeleri oluşturulabileceğini ifade etmektedir. Bu yöntemde ilk olarak CAD yazılımında yapılmış olan tasarım, her bir milimetre için 5-20 keside ayrılır. Her bir kesidi oluşturabilmek için ultraviyole ışınları, polimerle dolu bir tablaya odaklandırılmakta ve yazdırılmış olan ilk tabaka polimerize edildikten sonra, oluşturulan tabakanın kalınlığı kadar tablanın altına düşmektedir. Oluşturulacak olan yeni

2.3.3.2. Toz Zeminde Füzyon

Toz zeminde füzyon yönteminde ana matriks toz halinde, bir hazne içerisinde tutulmaktadır. Üretim süreci, toz matriksin silindirler aracılığı ile platform üzerine yayılmasıyla başlamaktadır. Ardından platform üzerindeki toz partikülleri, lazer veya elektron ışını ile seçici olarak kaynaştırılarak, elde edilmesi istenen objenin enine kesitleri birbiri üzerine tabakalar halinde oluşturulur. Obje tamamlanıncaya kadar, her bir tabakanın oluşumundan sonra, platform tabaka kalınlığı kadar aşağıya indirilmekte ve yeni bir toz tabakası silindir ile yayılmaktadır (27).

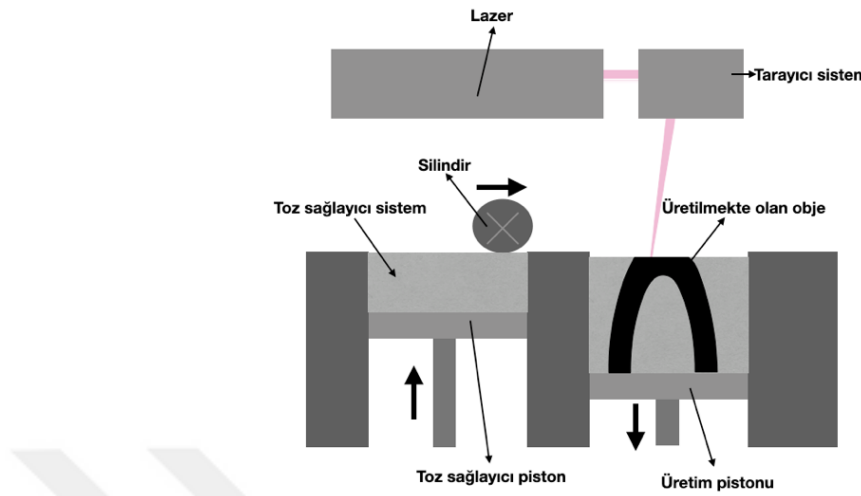
Toz zeminde füzyon yöntemi kendi içerisinde seçici lazer ergitme, seçici lazer sinterleme, direkt metal lazer sinterleme ve elektron ışını ile ergitme olarak sınıflandırılabilir (28). Lazer kaynaklı eklemeli üretim yöntemleri, yüksek güçteki bir lazer ışınının, aynalar kullanılarak ince bir toz tabakasına yönlendirilmesi prensibine dayanırken; elektron ışını ile ergitme yönteminde elektron akışı, tungsten bir filamentin ısıtılması ile yaratılmakta ve oluşan ısı, manyetik alan kullanılarak yönlendirilmektedir (21). Seçici lazer ergitme ve elektron ışını ile ergitme yöntemlerinde metal tozları tamamen eritilmekte; seçici lazer sinterleme ve direkt metal lazer sinterleme yöntemlerinde ise partiküller, eritilmeden birleştirilmektedir (29).

Direkt metal lazer sinterleme yöntemi ile titanyum, titanyum alaşımları, çelik ve Co-Cr alaşımlarını da içeren bir dizi metal tozu kullanılabilir. Bu yöntemde kullanılan materyale bağlı olarak, geleneksel yöntemlerden farklı olarak %100'e yakın yoğunluk elde edilebilmektedir (21). Direkt metal lazer sinterleme yöntemi ile kuron-köprü restorasyonlarının metal altyapıları, hareketli parsiyel protezlerin metal iskeletlerini üretmek mümkündür (30).

Seçici lazer ergitme yöntemi, direkt metal lazer sinterleme yöntemine çok benzese de, bu sistemde daha yüksek bir enerji yoğunluğu kullanılmaktadır. Bu da tanecik bileşiminin sinterizasyona oranla daha yüksek olmasını sağlamaktadır. Elde edilen üç boyutlu objelerdeki mikro yapı ve ısı artık gerilimler azalmaktadır. Bu sayede son bir cila işlemine gerek kalmayacak şekilde, yüksek yüzey kalitesi elde edilmektedir (31).

Seçici lazer ergitme yönteminde, oksijen ve nitrojen alımını en aza indirebilmek için, süreç argon atmosferi altında tamamlanmaktadır. Üç boyutlu yapı üretilirken, doğru işlem kontrolü sağlanamazsa; işlem esnasında ortaya çıkabilecek ısı değişimleri sebebiyle

kötü bir yüzey bitimi ve yüksek iç gerilimlere sahip bir yapı meydana gelebilmektedir (32).



Şekil 2-2: Selektif lazer sinterleme yönteminin çalışma prensibinin şematik gösterimi

Elektron ışını ile ergitme yönteminde, yüksek vakum altında, elektron ışını ile metal tozları eritilerek tabaka tabaka üretim yapılmaktadır. Tekniğin hassasiyeti 0,3-0,4 mm arasındadır ve yüzey bitim pürüzlülüğü ortalama 25 μm Ra değeriyle, kaba olma eğilimindedir. Bu sebeple büyük implantların üretimi için uygun olsa da, protetik restorasyonların üretimi için uygun bir yöntem olarak düşünülememektedir (33).

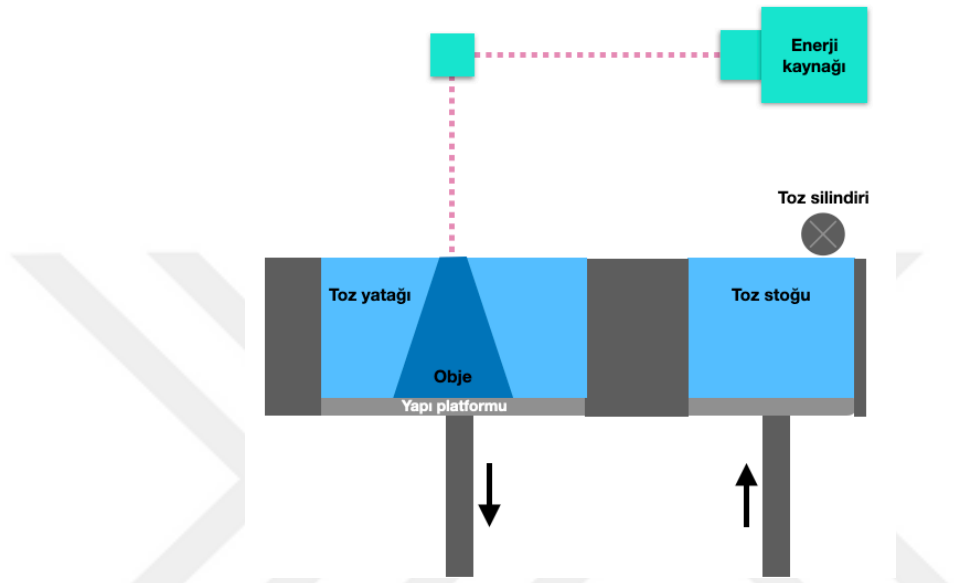
Son yıllarda, CAD-CAM yöntemlerine alternatif olarak, lazerle şekillendirilen hızlı üretimin sağlandığı bu eklemeli/tabakalı yöntemler, diş hekimliğinde kullanım alanı bulmaya başlamıştır. Tabakalı üretim yöntemleri, blok halindeki bir materyali frezelemek yerine; üç boyutlu objeyi metal tozlarından oluşturabildiği için; büyük ölçüde malzeme tasarrufu sağlamaktadır. Ayrıca CAM ünitesindeki frezlerin işleyemediği karmaşık şekiller ve ulaşamadığı bölgeler, lazer sinterleme yöntemiyle tüm detaylarıyla üretilmektedir (32).

2.3.3.3. Direkt Enerji Depozisyonu

Direkt enerji depozisyonu yönteminde üretilmesi hedeflenen ürün, eritilmiş olan materyalin çok eksenli bir kol üzerine monte edilmiş olan bir uç yardımıyla, katılacağı bilinen bir yüzeye bırakılması ile tabaka tabaka oluşturulmaktadır. Yöntemde eritilerek kullanılacak olan materyal, lazer ışını, elektron ışını veya plazma ark kullanılarak

erilmektedir. Bir tabaka üretildikten sonra, tabaka kalınlığı kadar aşağı inmekte ve tüm katmanlar tamamlanıncaya kadar işlemler tekrar etmektedir (34).

Direkt enerji depozisyonu yönteminde en tipik materyal olarak metal kullanılıyorsa da, toz veya tel formunun sağlanabildiği seramik, polimer gibi materyaller de kullanılabilmektedir (35).



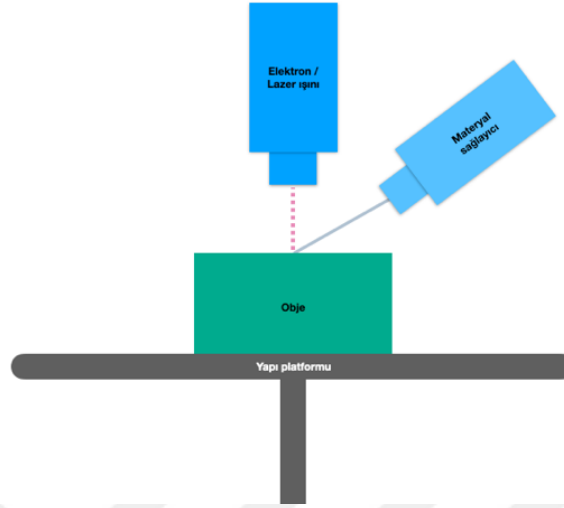
Şekil 2-3: Direkt enerji depozisyonu yönteminin çalışma prensibinin şematik gösterimi

2.3.3.4. Materyal Ekstrüzyonu

Scott Crump tarafından 1990 yılında geliştirilen bu yöntem genel olarak, sıcaklık kontrolü olan bir ağız vasıtasıyla, kısmen erimiş olan termoplastik bir materyalin, filamentler halinde veya macun formunda, yatay ve dikey yönde yığılması ve ağızdan çıkar çıkmaz sertleşmesi ile üst üste tabakalar şeklinde üç boyutlu objeyi oluşturmasını ifade etmektedir. Objenin oluşturulduğu platform, her bir tabakadan sonra dikey yönde hareket etmekte ve bu işlem obje tamamlanıncaya kadar devam etmektedir(36,37).

Materyal ekstrüzyonu, ekleyici yöntemler arasında maliyeti en düşük olan yöntemdir. Ancak üretim hızı ve üretilen objenin yüzey kalitesi diğer eklemeli üretim yöntemlerine kıyasla daha düşüktür. Bu yöntem günümüzde tıp, otomobil endüstrisi, inşaat endüstrisi ve uzay çalışmaları gibi birçok farklı alanda kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ise yalnızca döküme alınmak üzere elde edilecek olan mum modelajların

üretiminde, teşhis ve çalışma modellerinin elde edilmesinde, cerrahi rehberlerin üretilmesinde kullanılabilmektedir (38,39).



Şekil 2-4: Materyal ekstrüzyonu yönteminin çalışma prensibinin şematik gösterimi

2.4. Diş Hekimliğinde Seramikler

Eski çağlardan bu yana çoğu kültür, sağlık; genç görünüm ve güzellik için, dişleri ayrılmaz bir yüz yapısı olarak kabul etmiştir. Beklenmedik bir şekilde, özellikle ön bölgedeki diş kayıplarının estetik, fonetik ve fonksiyonel problemlere sebep olduğu neredeyse herkes tarafından kabul edilmektedir. Bu sebeple diş hekimliğinde, estetik materyale olan ilgi her geçen gün artmaktadır (40).

Seramik kelimesi, kökenini Yunanca’da “topraktan yapılmış yanmış madde” anlamına gelen “keramikos” kelimesinden almaktadır. Dilimizde ise “kil kökenli pişmiş materyal” olarak tanımlanabilmektedir (41).

İlk defa M.Ö. 50’li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış olan seramikler; 16. yüzyılda, Portekizli denizciler tarafından, Avrupa’ya kadar getirilmiştir. Diş hekimliğinde ise neredeyse 18. yüzyıla kadar gelişmemiş olan seramikler, 18. yüzyılda yapay dişler için kullanılabilecek olan materyaller arasına girebilmiştir (3). İlk kişisel seramik restorasyon, İtalyan diş hekimi Giussepangelo Fonzi tarafından 1808 yılında yapılmış; ancak bu restorasyonların kırılabilirlik ve opaklık gibi dezavantajları olduğu belirlenmiştir (8).

20. yüzyılın ortalarında, Abraham Weinstein ve arkadaşları, %11'den fazla potasyum içeriği olan feldspatın, eritilip aniden soğutulmasıyla cam meydana geldiğini ve bu camın yeniden ısıtıldığında, başlangıçta yapıda bulunmayan “lösit” kristali içerdiğini tespit etmişlerdir (42).

McLean ve Huges, 1965 yılında, seramiğin içerisine %40-50 oranlarında alüminyumoksit ilave ederek; metal altyapı olmadan güçlü bir tam seramik restorasyon elde edebilmenin ilk adımlarını atmışlardır (6). Seramiğin içerisindeki alümina oranının artmasıyla, dayanıklılığın yanında opaklığın da artmış olması, ön bölge restorasyonlarda istenilen estetiğin sağlanamamasına sebep olmuştur. Daha sonra seramiğin yapısına, farklı oksitlerin değişen oranlarda ilavesiyle, hem dayanıklı hem de daha estetik tam seramik restorasyonlar elde edilmeye başlanmıştır (43).

2.4.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Yapısı

Seramikler, “bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik” olarak tanımlanmaktadır. Hem metallere, hem de ametallere ait özellikler göstermektedirler. Seramiğin yapısındaki metal olmayan element oksijendir ve matriks görevi görmektedir. Seramikler, merkeze yerleşmiş olan silisyum katyonunun dört köşesine oksijen anyonlarının yerleşerek oluşturduğu tetrahedral yapılardan meydana gelmektedir (44).

Yüksek sıcaklıkta pişirilen feldspat, kuartz ve kaolin birleşiminden oluşan yapıya ise porselen adı verilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, tamamiyle cam faza geçmemiş; içerisinde lösit kristalleri bulunduran camsı bir matriks olan seramik türünü ifade etmektedir. Seramikler, iyonik ve kovalent bağları bir arada bulundurmaktadırlar. Bu güçlü bağlar sayesinde sertlik, dayanıklılık, yüksek elastiklik modülü ve stabilite gibi olumlu özelliklere sahiptirler. Ancak bu bağların yapısı, materyal bükülmeye uğradığında, ani ısı ve kuvvet değişimi sebebiyle yapının kırılma olmasının da sebebi olmaktadır (6).

2.4.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Yapısal Elemanları

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, eşya yapımında kullanılan seramiklerden farklı olarak ya kil içermemekte ya da az miktarda içermektedirler. Bu seramiklerin temel yapısını silika, feldspat ve kaolin oluşturmaktadır. Bu temel elemanlara ek olarak

renklendirici ve opaklaştırıcı ajanlar ile güçlendirici ajanlar olarak ara oksitler yapıya katılmaktadırlar (45).

2.4.2.1. Feldspat

Feldspat, sodyum alümina silikat ve potasyum alümina silikat karışımından, doğal olarak oluşan bir mineraldir. Seramiğin yapısında minimum %60 oranında bulunan feldspat, cam matriksin oluşumundan sorumludur ve yapıya translusentlik kazandırmaktadır (46). Seramiğin yapısında, erime noktası en düşük olan eleman feldspattır ve fırınlama sırasında diğerlerinden önce eriyerek silika ile kaoline matriks oluşturmaktadır (47).

Feldspatın içeriğindeki potasyum alümina silikat, yapıya destek olarak detayların kaybolmasını önlemekte ve ergimiş olan yapının viskozitesini arttırarak kenarların yuvarlaklaşmasını sağlamaktadır. İçeriğindeki sodyum alümina silikat (soda) ise, erime sıcaklığını düşürmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde, genellikle potasyum alümina silikat içeriği yüksek olanlar tercih edilmektedirler (48).

2.4.2.2. Silika (Kuartz, SiO₂)

Seramik yapı içerisinde %10-30 oranlarında bulunan kuartz, erime derecesi en yüksek olan elemandır ve seramiğin fırınlanması sırasında değişime uğramayarak, meydana gelebilecek büzülme miktarını azaltmakta ve yapıyı güçlendirmektedir. Silika yapısında olup, yapı içerisinde tutucu ve doldurucu görevi görmektedir (43,49).

Kuartz aynı zamanda, termal genleşme katsayısını kontrol etmekte, fiziksel dayanımın arttırılmasını sağlamak ve translusentliği arttırmaktadır (50).

2.4.2.3. Kaolin

Genellikle alümina içeren magmatik kayalardan elde edilen kaolin, tam arınmış bir kil olarak da tanımlanabilmekte ve alüminyum silikat hidratı olarak bilinmektedir (41).

Kaolin, seramik içerisinde bağlayıcı görevi görmek ve fırınlanmadan önce yapının şekillendirilebilirliğini sağlamaktadır. Yapı içerisinde %1-5 oranında sınırlı bir miktarda bulunmaktadır. Seramiğe opaklık kazandırdığı için, yeterli ışık geçirgenliği sağlanamamış ve zaman içerisinde yerini kristalin içeren feldspatik cama bırakmıştır (49,51).

2.4.2.4. Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar

Cam tozları ve feldspat, seramiği renklendirmek amacıyla titanyum, demir, manganez, bakır, kobalt, nikel gibi ısıya dayanıklı metal oksitler ile yüksek ısıda birleştirildikten sonra, oluşan yapı öğütülmekte ve renk pigmentleri elde edilmektedir (52).

Yapı içerisinde daha doğal renklerin elde edilebilmesi; metal altyapılı restorasyonlarda metal renginin maskelenebilmesi ya da yüksek opasiteye ihtiyaç duyan dentin renkleri sebebiyle, seramik içeriğine opaklaştırıcı ajanlar ilave edilmektedir. Opaklaştırıcı ajanların matriks içindeki dağılımları ve farklı partikül boyutları, ışığın farklı şekillerde yansımaları sağlamaktadır. Bu amaçla sık olarak titanyum oksit, seryum oksit ve zirkonyum oksit ajanları kullanılmaktadır (6).

2.4.2.5. Ara Oksitler (Güçlendirici Ajanlar)

Camın erime derecesini düşürmek amacıyla kullanılan ara oksitler, cam modifiye edici ajanlar olarak da adlandırılmaktadırlar. B_2O_3 , K_2O_3 , Na_2O , MgO , Li_2O ve P_2O_5 bu ajanlara örnek olarak gösterilebilmektedir.

Ara oksitlerin yanlış kullanılmaları durumunda, cam yapıcı silisyumtetrahedra yapılarının oluşumunun engellenmesi sonucu kristal yapının bozulması durumu yani devitrifikasyon görülebilmektedir. Bu durum seramik yapısının zayıflamasına ve bulutlu bir görünümün ortaya çıkmasına sebep olmaktadır.

Alüminyum oksit gibi bir ara oksitin yapıya katılması, viskoziteyi ve pişirilme derecesini düşürerek piropplastik akmaya direnç sağlayabilmektedir (6).

2.4.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramiklerin Özellikleri

Seramiklerin, diş hekimliği için vazgeçilmez materyaller olmasının en temel sebebi, estetik görünümün sağlanması hususunda büyük kolaylık sağlıyor olmalarıdır. Seramik materyali, doğal dişe benzer renk, ışık geçirgenliği ve translusent derinliğini taklit edebilme özelliklerine sahip bir materyaldir.

Ağızdaki yumuşak dokularla olan biyouyumluluğu iyi olmakla beraber, su absorbe etme özelliği de yoktur. Kimyasal ajanlara ve ağız sıvılarına karşı dirençli bir yapısı vardır. İyi cilalandığı takdirde, temizliği kolayca yapılabilir; plak ve besin birikimine sebep olmamaktadır. Alerjen bir özelliği bulunmamaktadır (53).

Seramiğin yapısı bileşimine, yüzey bütünlüğüne ve içerisindeki boşlukların varlığına bağlı olmaktadır. Kristalin fazların miktarı, parçacık boyutu, doğası ve termal genleşme katsayıları materyalin optik ve mekanik özelliklerini etkilemektedir (54). Seramiklerin yüzey sertlikleri yüksek olduğundan, karşıt doğal veya yapay dişte aşınmaya sebep olmaktadır (55).

Nemli ortamlarda, başlangıç çatlaklarının içerisine giren su, çatlak duvarları arasındaki bağları kopararak, sürekli ilerleyen ve sonuçta başarısızlığa sebep olabilecek olan çatlak büyümesini başlatmaktadır (56).

Seramiğin sinterlenmesi sırasında, boşlukların ortadan kalkmasıyla birlikte belli bir miktarda hacim büzülmesi meydana gelmektedir. Bu nedenle seramik işlenirken büzülmeyi karşılayacak şekilde daha hacimli işlenmekte ve sinterleme/fırınlama teknikleri hassas bir şekilde kontrol edilmektedir (46).

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, yapılarındaki küçük partiküllü şeffaf kısımlar, kristaller, metal oksitler ve cam taneciklerinden dolayı optik özellikleri bakımından heterojen materyaller olarak kabul edilmektedirler. Seramiğe gelen ışığın bir kısmı düzgün kırılmaz ve yayılır; bu sebeple aynı ışık altında seramiğe farklı açılardan bakıldığı zaman, renk değişiklikleri gözlemlenebilmektedir (57).

Seramiklerin ısı ve elektrik akımlarını iletme gücü zayıftır; ısı genleşme katsayısı diş dokularıyla benzerlik göstermektedir. Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı olan seramikler, çekme ve makaslama gerilimlerine karşı aynı dayanıklılığı sergileyememektedirler. Bu durum, seramiklerin kırılma bir yapıda olmasına sebep olmaktadır. Bu özelliklerinden dolayı belli güçlendirme mekanizmalarına ihtiyaç duymaktadırlar (58).

2.4.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri

Seramiklerin estetik özellikleri, iyi biyolojik uyumları, baskı gerilimlerine karşı dayanımlarının yüksek olması, kimyasal etkilere karşı dirençli olmaları gibi avantajları olmasına rağmen; çekme kuvvetlerine karşı dayanımlarının düşük olması ve düşük kırılma tokluğu gibi dezavantajları sebebiyle güçlendirilme ihtiyaçları bulunmaktadır. Bu tür gevrek materyallerin güçlendirilmesinde temel olarak, yüzeyde kalan sıkıştırıcı stresin artırılması ve bunun sonucunda çatlak ilerlemesinin durdurulması hedeflenmektedir (46,59).

2.4.4.1. Seramiğin Metal Altyapı ile Güçlendirilmesi

Seramik materyalinin metal bir altyapı ile desteklenmesi fikri, metalin çekme kuvvetlerine karşı, seramikten daha dayanıklı olması sebebiyle gündeme gelmiştir. Bu metal-seramik restorasyonlar ilk olarak 1962 yılında, Weinstein tarafından tasarlanmıştır (60).

Altyapıyı oluşturan metalin termal genleşme katsayısının, seramikten daha yüksek olması sayesinde, restorasyon soğurken metal daha çok büzülerek seramiğin iç yüzeyinde bir baskı tabakası oluşturmakta ve çatlak ilerlemesini zorlaştırmaktadır. Yüzeydeki mikroçatlaklar, metalin deformasyonu durumunda ilerleyebilmektedirler (61).

Metal altyapı dayanıklılığı arttırıyor olmasına rağmen; seramiğin ışık geçirgenliğini azaltması ve metal iyonlarının renginin yansıyor olması sebebiyle estetiği olumsuz yönde etkilemektedir. Ayrıca metal alaşımında bulunan bazı metallere karşı alerjik reaksiyonlar gelişebilmektedir. Bu nedenle daha iyi bir biyolojik uyum ve daha üstün bir estetik görünüm için dayanımı daha yüksek olan tam seramik sistemler geliştirilmeye başlanmıştır (2).

2.4.4.2. Kimyasal Temperleme (İyon Değişimi) ile Güçlendirme

Kimyasal temperleme ile güçlendirme yönteminin amacı; potasyum ve sodyum gibi büyüklükleri farklı olan iyonların yerlerinin değiştirilmesi ile, seramik yüzeyinde ince bir baskı tabakası oluşturulmasıdır (62).

Seramik materyali, geçiş ısısının altındaki eritilmiş potasyum nitrat tuzu tankına daldırılıp bekletilmekte; seramiğin yüzeyindeki sodyum iyonları ile, sodyum iyonlarından %35 daha büyük olan potasyum iyonları yer değiştirmektedir. Sodyum iyonlarının yerine geçmiş olan potasyum iyonları, silika yapısını sıkıştırarak baskı tabakası oluşturmaktadır. Buna ek olarak, seramiğin ısı genleşme katsayısını azaltarak, ısıya maruz kalan seramiğin yüzeyinde baskı gerilimleri oluşumunu tetiklemektedir (63).

2.4.4.3. Fiziksel Temperleme (Isı Değişimi) ile Güçlendirme

Fiziksel temperleme ile güçlendirme yönteminin amacı; cam yapının yumuşama sıcaklığına yakın bir sıcaklık derecesine kadar ısıtılıp, aniden oda sıcaklığına kadar soğutulması işlemi ile seramik yüzeyinde baskı tabakası oluşturulmasıdır (63).

Bu yöntem uygulanırken, orta kısımdaki çekirdek bölümü sıcak kalarak büzülme eğilimde olmakta ve dışarıdaki sert tabakayı çekmeye çalışmaktadır; bu sayede en dış

tabakada baskı gerilimleri oluşmaktadır (64). Kimyasal temperlemeye kıyasla daha etkili bir güçlendirme sağladığı bilinse de, aniden soğutulması sırasında kontrolün güç olduğu bildirilmektedir (63).

2.4.4.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu ile Güçlendirme

Camdan, cam-seramik materyale dönüşümün sağlanabilmesi için; camın belirli bir dereceye kadar ısıtılıp aniden soğutulması işlemi ile gereken kristalleşme elde edilememektedir (61). Kristalizasyonun sağlanabilmesi için, dikkatli bir ısı işlemi ile cam içerisindeki kristal fazların çekirdeklenmeleri ve büyümelerinin sağlanması gerekmektedir. Bu işleme “seramikleştirme” adı da verilmektedir (6).

Cerestore, Cerapearl ve Dicor isimli sistemlerde kullanılan seramikler, bu teknik ile güçlendirilen cam seramiklere örnek olarak gösterilebilmektedir (49).

2.4.4.5. Cam Yapısına Seramik Kristallerinin Katılması ile Güçlendirme

Cam yapıya kristal materyali ilave edildiğinde, güçlü bir cam-kristal bileşimi oluşmakta ve böylece malzemenin kırılma dayanımı artmaktadır. İlave edilen bu kristal parçacıkları, mikroçatlakların ilerlemesini önleyerek daha güçlü bir yapı sağlamaktadır. Bu amaçla cam yapı içerisine lityumdisilikat, lösit, alümina, magnezya-alümina, zirkonya gibi mukavemeti yüksek kristaller eklenebilmektedir (65).

Güçlendirmek amacıyla ilave edilecek olan kristallerin seçiminde kristal yapısının termal genleşme katsayısı, füzyon sıcaklığı, mekanik dayanımı ve fırınlamalar sırasında ortaya çıkabilecek olan termal şoka karşı direnci göz önünde bulundurulması gereken özellikler olarak belirtilmektedir (66).

2.4.4.6. Cam İnfiltrasyonu ile Güçlendirme

Bazı seramik sistemlerinde, poröz seramik yapısı üzerine, saydamlığı ve dayanıklılığı arttırmak amacıyla cam infiltrasyonu yapılmaktadır. Bu sayede yapıdaki poröziteler giderilmekte ve dayanım arttırılmaktadır.

Bu sistemlere örnek olarak gösterilebilecek olan In-Ceram sisteminde; alüminyumoksit yapı üzerine, düşük viskoziteye sahip lantanoksit camının infiltrasyonu sayesinde güçlü bir yapı elde edilmektedir (6).

2.4.4.7. Tekrarlayan Fırınlama Sayısının Azaltılması

Seramik materyali uygulandıktan sonra, toz parçacıklarını yoğunlaştırmak, yüzeyde daha pürüzsüz ve camsı bir tabaka oluşturmak amacıyla fırınlama işlemi uygulanmaktadır.

Fırınlama miktarı arttıkça, o sıcaklık derecelerinde çeşitli kimyasal reaksiyonlar meydana gelebilmektedir. Bu reaksiyonlardan en önemlisinin, lösit kristali miktarındaki artış ve içeriğindeki değişimler olduğu belirtilmektedir. Lösit içeriğindeki değişimlerin, ısı genleşme ve büzülme etkileyerek; soğuma sırasında yapı içerisinde gerilimler oluşmasına sebep olabileceği ve bu durumun çatlak ilerlemesine neden olabileceği bildirilmiştir (59).

2.4.4.8. Yüzey İşlemleri ile Güçlendirme

Seramik işlendikten sonra restorasyon yüzeyine tesviye ve polisaj işlemleri uygulanarak; restorasyon yüzeyi pürüzsüzleştirilmektedir. Elde edilen bu yüzey sayesinde, artık gerilim oluşumu azalmakta ve glazür işleminin başarısı artmaktadır.

Glazür işlemi, pürüzsüz ve parlak bir yüzey sağlamanın yanında; mikroçatlakların boyutlarının küçülmesini de sağlamaktadır. Uygulanabilecek olan otoglaze işlemi sayesinde de, seramiğin dış katmanındaki erime ile mikroçatlaklar ve düzensizlikler giderilmiş olacaktır (67).

2.4.4.9. Optimum Restorasyon Tasarımı

Optimum restorasyon tasarımı ile belirtilmek istenen, keskin kenarlardan ve gereğinden fazla kalınlıklardan kaçınılarak; seramik materyalinde oluşabilecek yüksek streslerin önlenmesidir (68). Köprü restorasyonlarındaki gerilme kuvvetlerini azaltmanın en temel prensibinin ise; uygun kalınlık ve şekle sahip olan bağlantı noktaları olduğu bildirilmektedir (69).

Stresin yoğunlaşabileceği alanlardan kaçınmak için; ani kontur değişiklikleri yaratabilecek olan çukur, oluk veya çentik gibi yapıların bulunmaması gerekmektedir. Bu amaçla da, diş preparasyonu yapılırken; kenar bitimlerindeki iç açılarının yuvarlatılmış olması gerekmektedir (70).

2.4.4.10. Transformasyon Güçlendirmesi

Gerilim streslerinin yapı içerisinde sebep olduğu faz dönüşümleri prensibine dayanan bu güçlendirme yöntemi; “dönüşüm sertleşmesi” olarak da adlandırılmaktadır. Bu yöntem ile seramiği güçlendirmek için genellikle zirkonya kristali kullanılmaktadır.

Stres altında, özellikle termal değişimler sırasında, matriks içerisindeki zirkonya tanecikleri faz değiştirerek, hacimlerini arttırmakta; bu sayede de yapı içinde baskı gerilimleri oluşturarak kırılmanın önüne geçmektedir (71).

2.4.5. Tam Seramik Sistemler

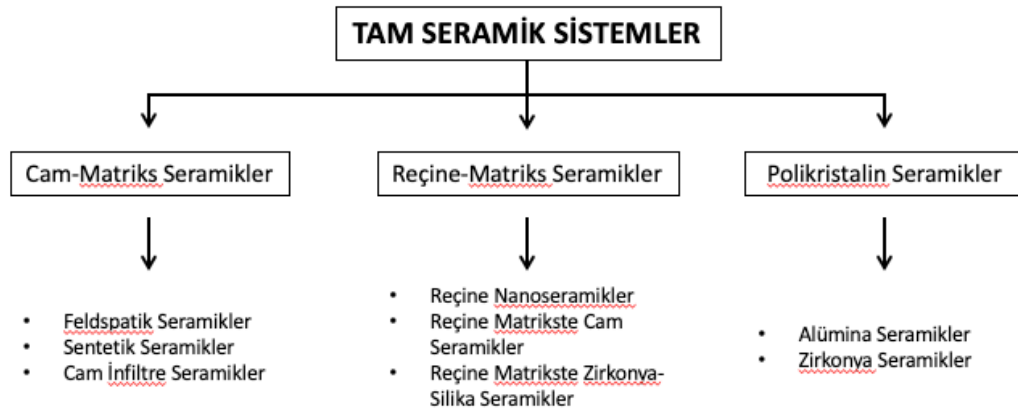
Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte, diş hekimliği alanında yeni ve daha üstün özelliklere sahip materyallerin ve üretim yöntemlerinin geliştirilmesi sonucunda; restorasyonların ağızda kalma süreleri, hasta-hekim memnuniyetleri, estetik beklentilerin karşılanma oranı her geçen gün artmaktadır (72).

Metal altyapılı restorasyonların uzun dönem klinik takip sonuçları başarılı kabul edilmesine rağmen; estetik beklentinin daha da önem kazandığı günümüzde, özellikle mesafenin kısıtlı olduğu alanlarda ve ön bölge restorasyonlarda, doğallığın taklit edilmesindeki yetersizlikler, tam seramik sistemlerin gelişimini zorunlu kılmaktadır (73).

Tam seramik restorasyonlara olan ilginin artması ve CAD-CAM sistemlerinin geliştirilmesi ile düşük mekanik dayanıma sahip olan materyallerden, daha üstün mekanik özelliklere sahip seramikler geliştirilmeye başlanmıştır (74). Günümüzde yeni ürünlerin piyasaya girme hızı arttığından ve piyasada çok sayıda ürün mevcut olduğundan, materyal seçimi klinisyen için karmaşık bir hal alabilmektedir. Seçilecek olan restoratif materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin, klinisyen tarafından tam olarak anlaşılması gerektiği savunulmaktadır (59,75).

Geliştirilen bu tam seramik sistemler için yapılacak olan sınıflandırmanın, malzemenin nerede kullanılabileceği (anterior ve/veya posterior bölge); ne tür bir restorasyon için uygun olabileceği (kuron ve/veya köprü restorasyonları, üye sayısı); nasıl simante edilmesi gerektiği (adeziv ve/veya geleneksel) gibi konularda klinisyenin yorum yapabilmesine yardımcı olabilecek nitelikte olması gerektiği düşünülmektedir (75). Bu amaçla seramiklerin bileşimlerine göre sınıflandırılmalarının, klinisyen ve teknisyen açısından en uygun sınıflandırma olacağı kabul edilmektedir (76).

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan sistemler bileşimlerine göre cam-matriks seramikler, reçine-matriks seramikler (hibrit seramikler) ve polikristalin seramikler olarak üç ana gruba ayrılmaktadırlar. Cam-matriks seramik sistemleri kendi içlerinde feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam infiltre seramikler olarak; reçine-matriks seramik sistemleri reçine nanoseramikler, reçine matriksteki cam seramikler, reçine matriksteki zirkonya-silika seramikler olarak; polikristalin seramik sistemleri ise alümina ve zirkonya seramikler olarak gruplandırılmaktadırlar (77).



Şekil 2-5: Tam seramik sistemlerin bileşenlerine göre sınıflandırılması

Cam-matriks seramikler, cam fazı içeren ve metalik olmayan inorganik seramik materyallerdir. Reçine-matriks seramikler, baskın olarak inorganik refrakter bileşikler içeren polimer matrikslerdir. Polikristalin seramikler ise, herhangi bir cam faz bulundurmayan inorganik seramik materyallerdir.

2.4.6. Zirkonya Seramikler

Zirkonyum, periyodik tabloda “Zr” olarak sembolize edilen; beşinci periyodun 4b grubunda yer alan; atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 gram/mol olan korozyona dayanıklı bir geçiş elementidir (71). Hekzagonal kristal yapısında olan zirkonyum, doğada serbest halde değil; zirkonyum silikat (zirkon, $ZrSiO_4$) veya zirkonyum dioksit (zirkonya, ZrO_2) bileşikleri şeklinde bulunmaktadır. (78).

Kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, 1789 yılında keşfedilmiş olan zirkonyum, uzun yıllar pigment olarak kullanılmıştır (71). Daha sonra 1960’lı yıllarda, üstün biyolojik ve mekanik özellikleri sayesinde ortopedik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır (79). Sertliği; kırılma dayanımı; aşınmaya, ısısal değişimlere ve korozyona

karşı direnci göz önünde bulundurularak 1990'ların başında diş hekimliği uygulamalarına dahil edilmiştir (80).

Metal olarak dökümü sırasında, havadaki azot ve oksijen ile etkileşmemesi için; titanyum materyalinde olduğu gibi özel fırınlarda işlenmesi gerekmektedir. Diş hekimliğinde, zirkonyum minerali olan zirkonyadan elde edilen zirkonya seramiği kullanılmaktadır (71).

Zirkonya seramiğinin elastik modülü 200 GPa; bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa; kırılma pekliği 7-10 MPa m^{1/2} olarak bilinmektedir. Bu sayede zirkonya, posterior köprü restorasyonlarında altyapı materyali olarak, dayanıklılığın ve estetiğin önemli olduğu durumlarda kullanılabilir (81-83).

Günümüz diş hekimliğinde zirkonya, tam seramik restorasyonlarda, kuron dışı hassas tutucularda, ortodontik braketlerde, post-core uygulamalarında, implant dayanaklarında ve implant gövdesinde kullanılmaktadır (84).

2.4.6.1. Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı ve Dönüşüm Karakteristiği

Zirkonya, kristalleri üç farklı fazda bulunabilen, polimorf bir yapıya sahiptir. 1170 °C'ye kadar monoklinik fazda; 1170-2370 °C arasında tetragonal fazda; 2370 °C'den daha yüksek sıcaklıklardan erime sıcaklığına kadar ise kübik fazda bulunmaktadır (71,84). Monoklinik faz, paralel yüzlü deforme olmuş bir prizma formunda; tetragonal faz düz bir dikdörtgen prizma formunda; kübik faz ise kare şeklinde düz bir prizma formundadır (85).

Oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunan saf zirkonyanın, kırılma dayanımı düşük, seramik partiküllerinin yoğunluğu az ve kohezyonu yetersizdir. Yetersiz olan bu mekanik özellikler, tetragonal faza geçildiğinde gelişmekte; kübik fazda ise ortalama değerlerde seyretmektedir (79).

Soğutulurken kübikten tetragonal faza ve tetragonalden monoklinik faza olan dönüşümünü tarif etmek için “martensitik” terimi kullanılmaktadır. Geçmiş yıllarda bu dönüşüm gerçekleşirken ortaya çıkan hacim büyümesi sebebiyle, ciddi çatlamlar görülmekte ve zirkonyanın kullanımını engellemekteydi (86).

Daha sonra tespit edilen bu soruna çözüm olarak, tetragonal ve kübik formun, diğer kübik oksitlerle birlikte kullanılması sonucunda metastabil tutulabildiği ve böylece katastrofik başarısızlığın önlenilebileceği fikri gündeme gelmiştir. Bu amaçla zirkonyaya

katılan CaO , MgO , La_2O_3 , Y_2O_3 , CeO_2 , Er_2O_3 , Eu_2O_3 , Gd_2O_3 , Se_2O_3 ve Yb_2O_3 bileşiklerinin, zirkonyanın yapısını dengelediği ve stabilize ettiğini kanıtlayan ikili sistem raporları ortaya koyulmuştur (54).

Diş hekimliğinde yalnızca yttria katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP), magnezyum katyonlu parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) olmak üzere üç tanesi kullanılabilmektedir (83).

Değerli oksitlerle alaşım haline getirilebilen zirkonyanın, yüksek sıcaklıklarda tetragonal ve/veya kübik fazda stabilizasyonu sağlanabilmekte; ancak oksitin miktarına bağlı olarak materyalin özellikleri değişkenlik göstermektedir (87). Zirkonya alaşımı, %2-5 mol Y_2O_3 içerdiği durumlarda tetragonal fazda stabilize kalırken; %8 mol Y_2O_3 içerdiği durumlarda kübik fazda stabilize kalabilmektedir. Tam kararlı zirkonya, kübik formdadır ve zirkonyum oksit içeriğine %16 mol MgO , %16 MOL CaO veya %8 mol Y_2O_3 ilave edilerek elde edilebilmektedir (88).

2.4.6.2. Zirkonya Seramiklerin Güçlendirilmesi

Zirkonyanın güçlendirilmesindeki amaç, mekanik özelliklerinin geliştirilmesidir. Bu güçlendirme, fazlar arası ısı genleşme katsayısı farkı ve dönüşüm sertleşmesi olmak üzere iki mekanizma ile açıklanmaktadır (71).

Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı, kübik fazından daha düşüktür. Isıl işlemler sırasında, iki faz arasındaki bu ısı genleşme katsayısı farkı, yapı içerisinde mikroçatlaklar meydana getirerek iç gerilimler yaratmaktadır. Bu iç gerilimler sayesinde, büyük çatlakların enerjisi engellenmektedir (89).

İkinci mekanizma olan dönüşüm sertleşmesi yani transformasyon toklaşması, kısmen stabilize edilmiş tetragonal fazdaki zirkonyanın, monoklinik faza geçmek üzere içerisinde barındırdığı enerjiye dayanmaktadır. Zirkonya restorasyonun üzerine baskı uygulandığında, kübik matriks içerisine dağılmış olan tetragonal faz tanecikleri, monoklinik faza geçiş yapmaktadır. Bu dönüşüm sırasında hacimde meydana gelen %3-5'lik artış, sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış stresleri nötralize etmektedir (90).

Dönüşüm sertleşmesine etki eden faktörler:

- Stabilizatör oksit miktarı ve dağılımı
- Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli

- Yüzey işlemleri
- Yaşlanma

1-Stabilizatör Oksit Miktarı ve Dağılımı: Materyal içerisindeki stabilizatör oksit miktarı artırıldığında, tetragonal fazın konsantrasyonu azalmakta; gren boyutu artmakta ve bunlara bağlı olarak mekanik özelliklerde bozulmalar meydana gelmektedir (91). Stabilizatör miktarının artmasının bir diğer sonucu da sinterleme ısısının düşmesidir. Zirkonya, daha düşük ısıda sinterlendiği zaman içeriğindeki porözite miktarı artmakta ve buna bağlı olarak kırılma dayanımı düşmektedir (92).

Bu bilgilerden yola çıkarak, zirkonyum oksit içerisine katılacak olan stabilizatör miktarının mümkün olduğunca düşük tutulması ve olabildiğince homojen yayılmasının sağlanması gerekmektedir (71).

2-Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli: Zirkonya partikül boyutu kritik bir değerin üzerine çıktığı zaman yapı, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme daha duyarlı hale gelmekte ve stabilizasyonu kötü etkilenmektedir. Bunun yanında belli bir tanecik boyutunun altındaki boyutlarda da dönüşüm sertleşmesi gerçekleşmemektedir (93). Gren boyutu ve şekli mekanik özellikleri de etkilemektedir; ideal bir kırılma dayanımı için gren boyutunun 0.3 µm olması gerektiği bildirilmiştir (94).

Gren boyutunun yanında şeklinin de etkili olması, gren morfolojilerinin genellikle keskin kenarlı olmasına dayanmaktadır. Termal genleşme kaynaklı streslerin, bu keskin kenarlarda biriktiği ve martensitik dönüşüme fırsat tanıdığı düşünülmektedir (94).

3-Yüzey İşlemleri: Silika bazlı seramiklerin camsı bileşenlerini seçici olarak çözen hidroflorik asit; camsı yapısı bulunmayan zirkonya seramiklere etki etmemektedir (95). Bu amaçla zirkonya seramiklere kumlama, aşındırma gibi yüzey işlemleri uygulanmaktadır (52).

Zirkonya seramiklerin aşındırılması diskler, silisyum karbit zımparalar, alüminyum oksit içeren zımparalar veya elmas grenli frezler ile yapılabilmektedir (96). Zirkonya seramiklerin aşındırılması, bükülme dayanımını arttıracak şekilde yüzeyde baskı gerilimleri oluşturabilecekken; yüzeydeki artık gerilim tabakasının derinleşmesiyle, kontrolsüz faz değişimine de sebep olabilmektedir (97).

Bazı araştırmacılar, kumlama işleminin bükülme dayanımına pozitif etki sağladığını belirtmektedirler (52). Kumlama işlemi ile, yüzeyin ince bir tabakasında

değişiklik olmakta ve stres büyük boyutlara ulaşmamaktadır. Ayrıca oluşturduğu sıkıştırıcı etki sayesinde, materyalin direncine katkı sağladığı savunulmaktadır (98). Bazı araştırmacılar uzun dönem etkileri düşünüldüğünde, kumlamanın zararlı olabileceğini savunmakta; ancak zararlı etkilerin kumlamanın şiddetine ve materyalin mikroyapısına bağlı olarak değişebileceğini belirtmektedirler (99,100).

Cilalama işlemi ile ilgili yapılan çalışmalarda, uygulanan yükün ve/veya sıcaklık artışının, faz dönüşümüne sebep olabilecek kadar yüksek olmadığı ortaya koyulmuştur (101).

Zirkonya seramiklerin sıcaklık değişimine maruz kalması sonucunda, tanecik boyutlarının ve dizilimlerinin değişiklik gösterdiği bildirilmiştir (102). Zirkonyanın fırınlanması sırasında uygulanan ısı işlemler ve venerleme de, kırılma dayanımını olumsuz yönde etkilediğini kanıtlayan çalışmalar mevcuttur (103).

4-Yaşlanma: Zirkonya seramiklerde, zamanla tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüzleşmesine bağlı olarak yaşlanma görülmektedir. Nem unsurunun tek başına yaşlanmayı etkileyemediği; ancak sıcaklıkla birlikte mekanik özellikleri negatif yönde etkilediği çalışmalarla kanıtlanmıştır (104–106). Ağız nemli ortamındaki düşük sıcaklıklarda tetragonal fazdan monoklinik faza spontan ve yavaş bir geçiş olabileceği düşünülmektedir (107). Bu fenomene yaşlanma veya düşük ısı bozunması (LTD) adı verilmektedir ve literatürlerde kritik sıcaklık olarak 200-300 °C aralığı gösterilmektedir (108).

Nem varlığında görülen bu düşük ısı bozulmasını açıklayan 2 teori bulunmaktadır:

- Yüzeydeki kimyasal çözünme sonucu “zirkonyum hidroksit” oluşumu ve artan gerilim enerjisiyle faz dönüşümünün hızlanması
- Su ve yttria arasındaki tepkime sonucunda “itriyumhidroksit” oluşumu ile stabilizatör miktarının azalmasıdır (101).

Zirkonya seramiği üzerine venerleme yapılması nem, sıcaklık değişimi, çiğneme kuvveti, pH değişimi gibi etkenlerin doğrudan zirkonyaya etki edemeyerek yapıya koruma sağlayabileceği savunulmaktadır (109).

2.4.6.3. Zirkonya Seramiklerin Çeşitleri

Diş hekimliği alanında kullanılan üç ana tipte zirkonya seramiği mevcuttur. Kimyasal olarak yapıları aynı olan bu materyaller, fiziksel özellikleri bakımından farklılık gösterebilmektedirler. Bu fiziksel özelliklere kuvvet, yoğunluk, saflık, porözite miktarı örnek gösterilebilmektedir.

Zirkonya blokların sinterleme yöntemleri materyalin mikroçatlak dağılımını, porözite miktarını, tanecik boyutunu etkileyerek mekanik özelliklerini değiştirebilmektedir (83).

1-Sinterlenmemiş (green) zirkonya seramikler: Seramik partiküllerinin özel bağlayıcılarla, ısı uygulanmadan preslenmesi ile blok haline getirilmesi sonucu elde edilmektedir. Sinterlenmemiş zirkonya bloklar, tebeşir kadar yumuşaktır; işlenebilirlikleri kolay ve kuru ortamda tungsten/elmas frezlerle aşındırılabilir materyallerdir. Dayanıklı ve daha yoğun bir yapıya dönüşebilmesi amacıyla sinterlenirken, ortalama %20-25 oranında büzülme göstereceği için, aşındırma işleminin nihai boyuttan bu oranda daha büyük yapılması gerekmektedir (103,110).

2-Parsiyel sinterize zirkonya seramikler (Non-HIP zirkonya): Soğuk izostatik presleme olarak da adlandırılan bu yöntemde, Y-TZP tozunun üretimi sırasında blokların preslenebilmesi için sinterizasyon sırasında elimine olabilen bağlayıcı ajanlar yapıya eklenmekte ve sinterlenmemiş zirkonya 500 °C'de yaklaşık 30 dakika fırınlanmaktadır (111).

Sinterlenme tamamlanmadığından hala poröz bir yapısı vardır. Aşındırma işlemi, tam sinterize zirkonya seramiklere oranla daha hızlı olmakta ve dolayısıyla yıpranma daha az olmaktadır. Aşındırma tamamlandıktan sonra, sinterlenme tamamlanacağı için, parsiyel sinterize zirkonya seramikler de %20-25 oranında büzölmeye uğramaktadırlar (103).

3-Tam sinterize zirkonya seramikler (HIP zirkonya): Tam sinterize bloklar üretilirken, materyal ilk olarak 1350 °C'de sinterlenmekte ve daha sonra partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla, yüksek basınç altında, 1400-1500 °C arasında izostatik ortamda ısıtılmaktadır. Bu işlemler sonunda yapı gri-siyah bir renktedir ve beyaz bir renk alana kadar, açık havada ısıtma işlemine devam edilmelidir (112).

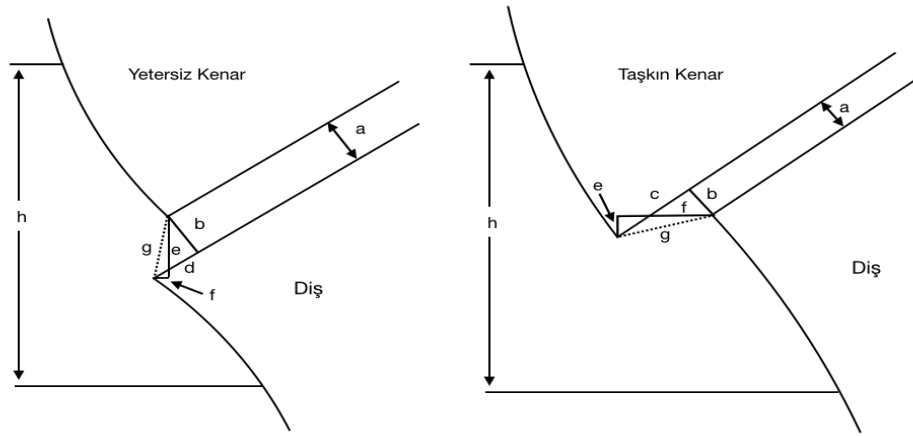
Bu prosedürle gözenekleri tamamen ortadan kalkmış, yoğun ve sinterlenmesi tamamlanmış olan bir yapı elde edilmektedir. Aşındırma işlemi sonrasında, hacimde büzülmeye sebep olabilecek bir işlem uygulanmayacağı için, aşındırma işlemi sonuçta elde edilmek istenen boyutlarda tamamlanmaktadır. Green zirkonya (ham zirkonya) ve parsiyel sinterize zirkonya ile karşılaştırıldığında, aşındırma işleminin elmas uçlu frezlerle ve su soğutması altında yapılması gerektiği; aşındırma süresinin daha uzun olduğu ve işlemin daha maliyetli olduğu bildirilmektedir (113).

2.5. Sabit Restorasyonlarda Uyum

Sabit restorasyonlarda internal uyum ve marjinal uyum, uzun dönem klinik başarı için büyük önem taşımaktadır. Marjinal uyumsuzluğun fazla olması, plak tutulumunu arttırmakta ve mikroflorayı değiştirmektedir; bunun sonucunda klinik olarak periodontal hastalıklar başlayabilmektedir (114,115). Aynı zamanda ikincil çürüklere ve/veya endodontik enflamasyona yol açabilecek olan marjinal uyumsuzluklar, klinik başarısızlık sebebi olabilmektedirler (116).

İmplant destekli sabit restorasyonlarda ise marjinal uyumsuzluk, bakteri kolonizasyonuna neden olacağı için, periimplantitise yol açabilmektedir. Bu sorunun yanı sıra, uyumsuz bir restorasyonun alveol kemiğinde ve implant bileşenlerinde, daha fazla strese yol açacağı, oklüzal uyumsuzluklara ve vida kırıklarına da neden olabileceğini bildiren çalışmalar mevcuttur (117).

Uyumun en iyi “uyumsuzluk” ile tanımlanabileceğini belirten Holmes ve arkadaşları, uyumsuzluk değerlendirilirken diş ile restorasyon arasındaki birçok bölgeden ölçüm yapılabileceğini bildirmişlerdir. Ölçüm yapılabilecek olan bu noktaların geometrik olarak birbirleriyle ilişkilendirilebileceklerini şematize ederek tanımlamaya çalışmışlardır (118).



Şekil 2-6: İnternal ve marjinal aralık değerlendirme bölgelerinin şematik gösterimi (118)

Restorasyonun iç yüzeyinden, dişin çeperine olan dik ölçüm “a” ile gösterilmiş olup internal aralığı temsil ederken; aynı ölçümün restorasyon kenarından yapıldığı “b” ile gösterilmiş olan ölçüm ise marjinal aralığı temsil etmektedir.

“c” ile gösterilmiş olan taşkın kenar, marjinal boşluktan restorasyon kenarına olan dikey mesafe olarak tanımlanırken; “d” ile gösterilmiş olan yetersiz kenar, restorasyon kenarından diş kenarına olan dikey mesafe olarak tanımlanmaktadır.

“e” ile gösterilen vertikal marjinal uyumsuzluk, restorasyon kenarından preparasyon sınırının izdüşümüne çizilen paralelin ölçülmesiyle değerlendirilmektedir. “f” ile temsil edilen yatay marjinal uyumsuzluk, restorasyon kenarından preparasyon sınırının izdüşümüne çizilen dikmenin ölçülmesiyle değerlendirilmektedir.

“g” ile temsil edilen mutlak marjinal uyumsuzluk, yetersiz veya taşkın kenar uzunluklarının hipotenüsünü ifade etmektedir.

“h” ile temsil edilen oturma tutarsızlığı ise, uyumsuz restorasyonlarda, restorasyonun ve destek dişin dış yüzeylerindeki rastgele bir noktaya veya noktalara göre ölçülen oturma eksikliğini ifade etmektedir (119).

Marjinal aralığın 50 ile 75 μm arasında olmasının ideal olduğunu savunan araştırmacıların yanında (120,121); klinik uygulamalarda 80 μm ’dan daha az marjinal uyumsuzluğun sağlanmasının zor olduğunu savunan araştırmacılar da bulunmaktadır (122). Bunlara ek olarak birçok araştırmacı 100-150 μm ’luk bir marjinal aralık değerinin, klinik olarak kabul edilebilir olduğunu savunmaktadır (123–126).

2.5.1. Sabit Protetik Restorasyonlarda Uyuma Etki Eden Faktörler

Sabit protetik restorasyonlarda marjinal ve internal uyuma etki eden faktörleri şu şekilde sıralayabiliriz:

- Diş preparasyonu
- Kullanılan ölçü materyalleri ve ölçü teknikleri
- Restorasyon materyalinin cinsi ve üretim şekli
- Fırınlama aşamaları (sinterleme ve venerleme)
- Siman türü ve simantasyon uygulaması

2.5.1.1. Diş Preparasyonu

Sabit protetik restorasyonlarda, diş preparasyonunun, marjinal ve internal uyuma olan etkisinin değerlendirildiği birçok çalışma mevcuttur. Yapılmış olan bu çalışmaların büyük çoğunluğunda, preparasyon aşamasında taper açısının artmasıyla, restorasyon uyumsuzluğunun da arttığı sonucuna varılmıştır (127–129).

Zirkonya restorasyonların, anatomik olmayan ve yarı anatomik olan diş preparasyonları üzerindeki uyumlarının değerlendirildiği bir çalışmada; oklüzal yüzeylerin yarı anatomik olarak prepare edildiği dişlere uygulanan restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır (130).

Yapılmış olan bir başka çalışmada CAD-CAM sistemlerinin kullanıldığı durumlarda, preparasyon hatalarının daha rahat tespit edilebildiği ve düzeltilmesi durumunda daha uyumlu restorasyonların elde edilebildiği sonucuna varılmıştır (131).

2.5.1.2. Kullanılan Ölçü Materyalleri ve Ölçü Teknikleri

Diş hekimliğinde marjinal ve internal uyumu iyi olan restorasyonlar elde edebilmek için, yüksek doğrulukta bir ölçü alınması en kilit noktalardan biridir. Alınan ölçü sayesinde, ağız içerisindeki yapılar ağız dışına aktarılmaktadır ve en doğru şekilde aktarılabilmesi için ölçünün netliği oldukça önemlidir (132,133). Tercih edilecek olan ölçü materyali ve ölçü tekniği de restorasyonun başarısında büyük önem taşımaktadır (134).

Vakaya uygun olarak seçilmesi gereken konvansiyonel ölçü materyallerinin göz önünde bulundurulması gereken özellikleri: Çalışma zamanları, sertleşme süreleri, polimerizasyon büzülmeleri, yırtılma dayanımları, elastisiteleri, ısılatılabilirlikleri,

uygulanması önerilen teknikleri (tek aşamalı veya iki aşamalı) ve detay verme özellikleridir (135).

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte, konvansiyonel ölçü alımı sırasında hekim ve/veya ölçü materyali kaynaklı hataların; devamında laboratuvar ortamına çıkabilecek teknisyen kaynaklı hataların minimize edilebilmesini amaçlayan dijital ölçü sistemleri geliştirilmiştir (136).

Ölçü materyalleri ve tekniklerinin, restorasyonun uyumuna olan etkilerinin değerlendirildiği birçok çalışma bulunmaktadır. Chochlidokis ve arkadaşlarının yayınlamış oldukları bir meta-analiz çalışmada, dijital ölçü teknikleri ile konvansiyonel ölçü teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış; ancak bu durumun vakaya bağlı olarak değişebileceği bildirilmiştir. Yine aynı çalışmada, polieter ölçü maddesi ile polivinilsiloksan arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (137).

Geleneksel yöntemle alınan ölçülerin, restorasyonların marjinal uyumuna etkilerinin kıyaslandığı bir çalışmada, ilgili dişlerin doğru şekilde retrakte edildiği ve yeterince kurutulduğu durumlarda, tek aşamalı ve iki aşamalı ölçü tekniklerinin, tek aşamada almaya imkan sağlayan ölçü materyalleri için istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı ortaya koyulmuştur (17).

2.5.1.3. Restorasyon Materyalinin Cinsi ve Üretim Şekli

Restorasyonların üretimleri materyale bağlı olarak konvansiyonel yöntemlerle, bilgisayar destekli frezeleme sistemleriyle veya üç boyutlu yazıcılarla sağlanabilmektedir. Frezeleme sistemleri ile üretilen zirkonya restorasyonların, konvansiyonel yöntemlerle üretilen metal altyapılı restorasyonlara göre daha iyi uyum sergilediğini ortaya koyan çalışmalar mevcuttur (138–140).

Metal altyapılı restorasyonların, üretim şekillerinin kendi aralarında kıyaslandığı çalışmalarda, üç boyutlu yazıcılarla üretilen metal altyapıların, konvansiyonel döküm yöntemiyle ve bilgisayar destekli frezeleme sistemleriyle üretilen altyapılara kıyasla daha iyi uyum sergilediğini ortaya koyan birçok çalışma mevcuttur (141–143).

Bu çalışmaların yanı sıra frezeleme sistemiyle (soft milling sonrası sinterleme) üretilen metal altyapıların, üç boyutlu yazıcılar ile üretilen metal altyapılardan daha uyumlu olduğunu ortaya koyan (144,145) ve hatta konvansiyonel döküm yöntemiyle

üretile metal altyapıların, diğr iki yönteme göre uyumunun daha iyi bulunduğr çalışmaları da mevcuttur (146,147).

Zirkonya altyapılı restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının kıyaslandığı bir çalışmada, tam sinterize bloklardan frezelenen altyapıların; yarı sinterize bloklardan frezelenenlere göre daha uyumlu olduğı tespit edilmiştir. Ancak bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir (137).

2.5.1.4. Fırınlama Aşamaları

Zirkonya altyapılı restorasyonlarda, sinterleme derecesi ve süresi restorasyonun uyumunda rol oynamaktadır. Aynı zamanda tüm altyapılı restorasyonlarda, venerleme sırasında görülen sıcaklık değışimleri, restorasyonun uyumunda değışikliğe neden olmaktadır.

Tam seramik sistemlerde sinterlemenin uyuma olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, tek üyeli zirkonya restorasyonların uyumu oldukça iyiiken, üye sayısı arttıkça sinterleme sonrası uyumsuzluğun arttığı sonucuna varılmıştır. Ara dayanağı sahip 5 üyeli köprü restorasyonlarında ise uyumsuzlukta istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmemiştir (148).

Döküm, lazer sinterleme ve frezeleme yöntemleriyle elde edilen metal altyapılı restorasyonlarda, venerlemenin uyuma olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, venerleme sonrasında uyumsuzlukta artış göstermeyen tek grubun döküm grubu olduğu bildirilmiştir (145).

2.5.1.5. Siman Türü ve Simantasyon Uygulaması

Restorasyonun siman aralığı değrleri ile kullanılacak olan simanın film kalınlığının uyumlu olması, restorasyonun uyumunu etkilemektedir. Simanın film kalınlığının artması, restorasyonun yerine tam oturmasını engelleyebilmekte ve uyumsuzluğı neden olabilmektedir (149).

Metal altyapılı restorasyonların uyumlarının değrlendirildiğı bir çalışmada, simantasyon öncesi en iyi uyuma sahip olan deney grubu lazer sinterleme grubu iken; simantasyon sonrası marjinal uyumun en iyi olduğu grup döküm grubu olarak tespit edilmiştir (143).

2.5.2. Sabit Protetik Restorasyonlarda Uyum Değerlendirme Yöntemleri

Restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir bir uyuma sahip olması, uzun dönem başarının olmazsa olmaz bir unsuru kabul edilmektedir. Restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının değerlendirilebilmesi için birçok yöntem kullanılmaktadır (150). Yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde, kullanılan bu yöntemleri şu şekilde sıralamak mümkündür:

- Direkt Yöntem
- Silikon Replika Yöntemi
- Reçine Replika Yöntemi
- Kesit Alarak Ölçüm Yöntemi
- Üç Boyutlu Tarama ile Ölçüm Yöntemi
- Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-BT) ile Ölçüm Yöntemi

2.5.2.1. Direkt Yöntem

Uygulama kolaylığı, hızlı bir yöntem olması ve restorasyona zarar vermemesi gibi avantajlara sahip olduğundan ilk ve en sık kullanılan yöntem direkt yöntemdir. Uyumu değerlendirilecek olan restorasyon, ana modele yerleştirildikten sonra stereomikroskop veya elektron mikroskobu yardımıyla, marjinal aralığın fotoğrafları elde edilmekte ve daha sonra fotoğraflar üzerinden ölçüm yapılmaktadır (151,152).

Direkt yöntemin dezavantajları ise yalnızca marjinal aralığın ölçülebiliyor olması, ölçülecek olan referans noktalarını belirlemedeki zorluk ve ortaya çıkabilecek olan projeksiyon hatalarıdır (153).

2.5.2.2. Silikon Replika Yöntemi

Boening, Molin ve Karlsson tarafından tanımlanmış olan bu yöntem ile hem marjinal hem de internal aralık ölçümü yapılabilmektedir (154). Silikon replika yönteminde, uyumu değerlendirilecek olan restorasyonun içine ince kıvamlı bir silikon ölçü maddesi koyularak, restorasyon ana model üzerine belirli bir kuvvetle yerleştirilmektedir. Sertleşme tamamlandıktan sonra restorasyon uzaklaştırılmakta ve kalan boşluk daha kıvamlı, farklı renkteki silikon maddesi ile doldurulmaktadır. Ardından silikon ile restorasyon birbirinden ayırılmakta; silikondan bukkolingual ve mesiodistal

kesitler alınmaktadır. İnce kıvamlı olan silikon, siman aralığını temsil ettiğinden, mikroskop altında bu katmanın ölçümü yapılmaktadır (154,155).

Silikon replika yönteminin avantajları restorasyonun zarar görmemesi ve internal aralığın da ölçülebiliyor olmasıdır. Dezavantajları ise, silikon materyalinin hidrostatik basıncı sebebiyle restorasyonun ana modele tam yerleştirilememe ihtimali ve silikon materyalinin boyutsal stabilite kaybına uğrama ihtimalidir (156).

2.5.2.3. Reçine Replika Yöntemi

Yalnızca marjinal aralığın değerlendirilebildiği bu yöntemde ölçüm yapılması istenen restorasyondan ölçü alınarak, karbonize olabilen akrilikten dublikatı elde edilmektedir. Elde edilen dublike model üzerinde marjinal aralık ölçümleri direkt yapılabilmekte ya da fotoğraflar aracılığıyla ölçülmektedir (151).

Replikanın silindirik formu, mikroskop altında rotasyonel hareketlere imkan tanımakta; böylece tek seferde 250-300 noktadan, daha rahat ölçüm yapılabilmektedir. En büyük dezavantajı ise akrilikte meydana gelebilecek olan boyutsal stabilite kaybıdır; bunun yanında internal aralığın ölçülememesi ve projeksiyon hataları da yöntemin diğer dezavantajlarındandır (157).

2.5.2.4. Kesit Alarak Ölçüm Yöntemi

Kesit alarak ölçüm yönteminde, uyumu değerlendirilecek olan restorasyon, çeşitli radyoaktif veya kimyasal boyalara batırıldıktan sonra ana modele simante edilmektedir. Simantasyon sonrasında modeller reçineye gömülme ve kademeli olarak aşındırılarak, kesitlerin ölçümü yapılmaktadır. Bu sayede hem marjinal hem de internal uyum değerlendirilebilmektedir. Sistemin en büyük dezavantajı ise restorasyonların yeniden kullanılamayacak olmasıdır (156,158).

2.5.2.5. Üç Boyutlu Optik Tarama ile Ölçüm Yöntemi

Gelişen teknoloji ile birlikte üç boyutlu optik tarama teknolojisi ortaya çıkmıştır. Bu teknoloji ile, özel olarak geliştirilmiş yazılımlar, dayanaklar ile restorasyonların dijital olarak çakıştırılabilmesine ve uyumun değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (159).

Bu yöntemde ana model ve restorasyonun iç yüzeyi tarandıktan sonra STL formatları elde edilmektedir. Ardından çeşitli yazılımlar aracılığıyla görüntüler çakıştırılarak marjinal ve internal aralık ölçümleri yapılmaktadır (160).

“Triple-scan” olarak da adlandırılabilen bir diğer üç boyutlu yüzey tarama ile ölçüm yönteminde, ilk olarak ana model tek başına taranmakta; ikinci olarak restorasyon tek başına taranmakta; son olarak da restorasyon ana modele yerleştirilip taranmaktadır. Daha sonra çeşitli karşılaştırma yazılımları aracılığıyla dijital olarak birleştirilen görüntüler üzerinden aralık ölçümü yapılmaktadır (161).

Üç boyutlu optik tarama ile ölçümlerin bir diğer yönteminde, ilk olarak ana modelin kendisi taranmakta; ardından restorasyonun iç yüzeyine ince kıvamlı bir silikon ölçü materyali koyularak, restorasyon ana model üzerine yerleştirilmektedir. Taşan silikon materyali temizlendikten sonra, sertleşmesi tamamlanmış olan silikon, ana model üzerinde kalacak şekilde, restorasyon ana modelden ayrılmaktadır. Ana model, üzerinde siman aralığını taklit eden silikon tabakasıyla birlikte yeniden taranmaktadır. Son olarak silikonla kaplanmış ve yalnız taranmış olan ana modellerin STL formatları karşılaştırılmakta ve aradaki fark siman aralığını vermektedir (162).

Sistemin avantajı olarak restorasyonun zarar görmemesi ve siman aralığı hacminin ölçülebilmesi bildirilirken; dezavantajı olarak tarama ve karşılaştırma sistemlerindeki olası hata payları bildirilmektedir (163).

2.5.2.6. Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Ölçüm Yöntemi

Restorasyonun marjinal ve internal uyumları, mikro bilgisayarlı tomografi yöntemi ile ölçülürken, ana model bir akrilik reçine baz ile sabitlenmekte ve restorasyon, ana modelin üzerine yerleştirilmektedir. Belirli bir voltaj değerinde, 1mm kalınlığında alüminyum filtreler yardımıyla ana model ile üzerine yerleştirilmiş olan restorasyon taranmaktadır. Alınan bu görüntüler, algoritma tabanlı bir yazılımda yeniden yapılandırılmakta ve kesitler olarak aralık ölçümü yapılmaktadır (164).

Bu ölçüm yönteminin en önemli dezavantajı, örneklerin konumlarının standartlaştırılamamasıdır. Bunun yanında tarama sürelerinin uzun olması ve pahalı bir yöntem olmasıdır (165).

2.6. Sabit Protetik Restorasyonlarda Dayanıklılığın Değerlendirilmesinde Kullanılan Mekanik Testler

Sabit protetik restorasyonların ve özellikle tam seramik sistemlerin uzun dönem başarısını etkileyen önemli faktörlerden birisi de kırılma dayanımıdır (166).

Diş hekimliğinde kullanılan seramik materyalleri, yüksek elastiklik modülüne sahip, kırılma materyalleridir. Baskı gerilimlerine karşı dayanıklı olan seramiklerin, çekme gerilimleri karşısında dayanıksız olduğu bilinmektedir. Materyalin dayanımında, test edilen materyal yüzeyindeki defekt ve çatlakların tipi, dağılımı, boyutu; materyalin kırılma tokluğu ve testin yapıldığı ortam şartları önem taşımaktadır (167).

Bükülme dayanımının test edilmesi amacıyla uygulanan testler, seramik materyalinin dayanıklılık ve kırılma direnci gibi mekanik özelliklerini tanımlamaya yardımcı olmaktadır (168). Test edilen örneğin kırılmasına sebep olabilen en yüksek yük değeri, farklı testler sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterebilmektedir. Bu sebeple test yöntemine dikkat edilmelidir (169).

Kırılma dayanımının değerlendirilmesinde kullanılan testler:

1. Tek eksenli eğme testleri

- Üç nokta eğme testi
- Dört nokta eğme testi

2. İki eksenli eğme testleri

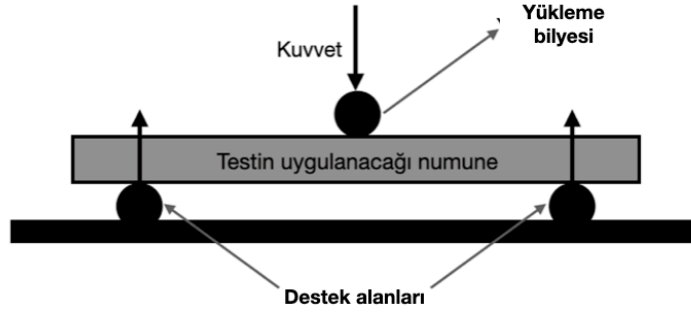
- Üç bilye üzerinde piston eğme testi

2.6.1. Tek Eksenli Eğme Testleri

2.6.1.1. Üç Nokta Eğme Testi

Üç nokta eğme testi, örnek şekli bakımından nispeten basit, test düzeneği karmaşık olmayan bir yöntem olduğundan sıklıkla tercih edilmektedir (47). Ancak test uygulanırken şeklin uygun olmamasının ve/veya yüzey cilasının, sonuçlarda %10luk bir değişime neden olabileceği bildirilmektedir (170). Testin sonuçları aynı zamanda örnek büyüklüğüne, yükleme tipine ve süresine, örneğin genişlik/derinlik oranına ve üretim yöntemlerine göre de değişiklik gösterebilmektedir (171,172).

Üç nokta eğme testinde dikdörtgen şeklinde hazırlanan kiriş iki dayanak üzerine yerleştirilmekte ve tam orta kısmına kuvvet uygulanarak, alt tarafında çekme gerilimi yaratılmaktadır. Yükleme yüzeyi numuneye göre silindirik veya küre şeklinde olabilmektedir (170).

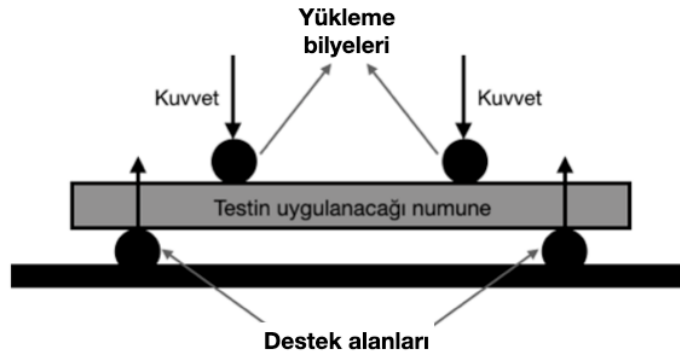


Şekil 2-7: Üç nokta eğme testinin şematik gösterimi

Üç nokta eğme testinde, numunenin küçük bir kısmı maksimum gerilime maruz kalmakta ve bu durum hacmi büyük olan numunelerde, kusurların rastgele dağılımı sebebiyle, kusur bulma olasılığını düşürmektedir. Buna bağlı olarak, diğer eğme testlerine oranla daha yüksek mukavemet sonuçları veren bir test yöntemi olarak kabul edilmektedir (173,174).

2.6.1.2. Dört Nokta Eğme Testi

Dört nokta eğme testinde, numune dikdörtgen şeklinde hazırlanarak iki noktadan desteklenmekte; numuneye uygulanacak olan kuvvet, her bir destekten aralarındaki mesafenin $\frac{1}{4}$ 'ü kadar uzakta olacak şekilde iki ayrı noktadan uygulanmaktadır (175).



Şekil 2-8: Dört nokta eğme testinin şematik gösterimi

Üç nokta eğme testine kıyasla bu yöntemde, daha homojen bir kuvvet uygulanmaktadır. Bu nedenle özellikle daha geniş test yüzeylerinde, daha doğru sonuçlar elde edebilmek amacıyla dört nokta eğme testi tercih edilmektedir (175,176).

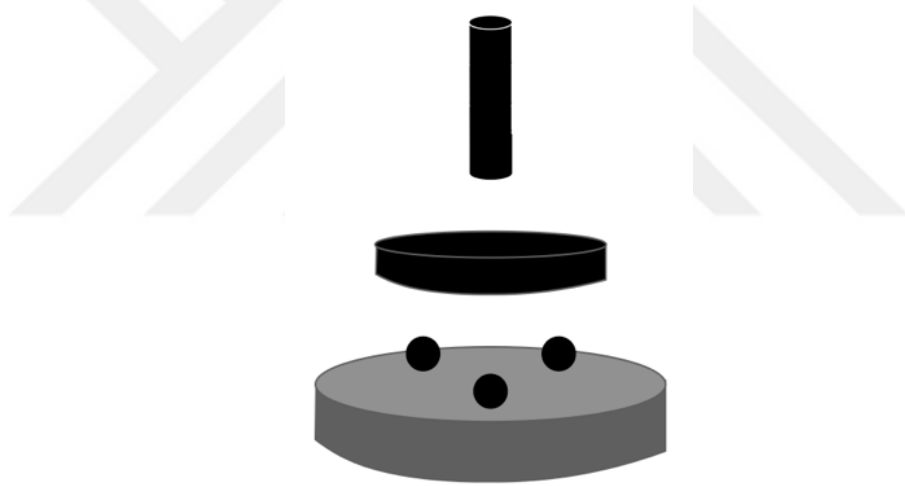
2.6.2. İki Eksenli Eğme Testleri

Tek eksenli eğme testlerinin, numunenin hazırlanması sırasında oluşabilecek dikey çatlaklara ve test edilen numunenin kenarlarında oluşan çatlaklara karşı hassas oldukları bildirilmektedir (177).

İki eksenli eğme testlerinde, örnekler disk şeklinde hazırlanmakta ve alt tarafından daire oluşturacak çelik bilyelerle desteklenmektedir. ISO 6872 standardına göre, üç bilye üzerinde piston eğme testi, iki eksenli eğme testleri arasından en çok önerilen testtir (174).

2.6.2.1. Üç Bilye Üzerinde Piston Eğme Testi

Bu eğme testinde bir daire üzerine, birbirlerine merkezden 120° açıyla konumlandırılmış olan üç adet çelik bilye yerleştirilmektedir. Bu destek bilyeler üzerine, test edilecek olan numune, merkezi olarak konumlandırılmakta ve ortasından piston yardımıyla kuvvet uygulanmaktadır (178).



Şekil 2-9: Üç bilye üzerinde piston eğme testinin şematik gösterimi

Üç bilye üzerinde piston eğme testi, dengeli bir stres dağılımı sağlamak ve bu sayede çatlaklar merkezden kenarlara doğru yayılmaktadır. Dolayısıyla dayanıklılık ölçümündeki kenar etkisi en aza indirilmektedir (166). Hazırlanacak olan numunelerin optimum en/boy oranının ve kenar uzantısı miktarının ne kadar olması gerektiği konusunda hala belirsizlik yaşanması, sistemin dezavantajı olarak bildirilmektedir (179).

Yapılmış olan bazı çalışmalarda, tek eksenli ve iki eksenli eğme testleri karşılaştırılmış ve iki eksenli eğme testi sonuçlarının istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek kırılma dayanımı sergilediği ortaya koyulmuştur (180).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

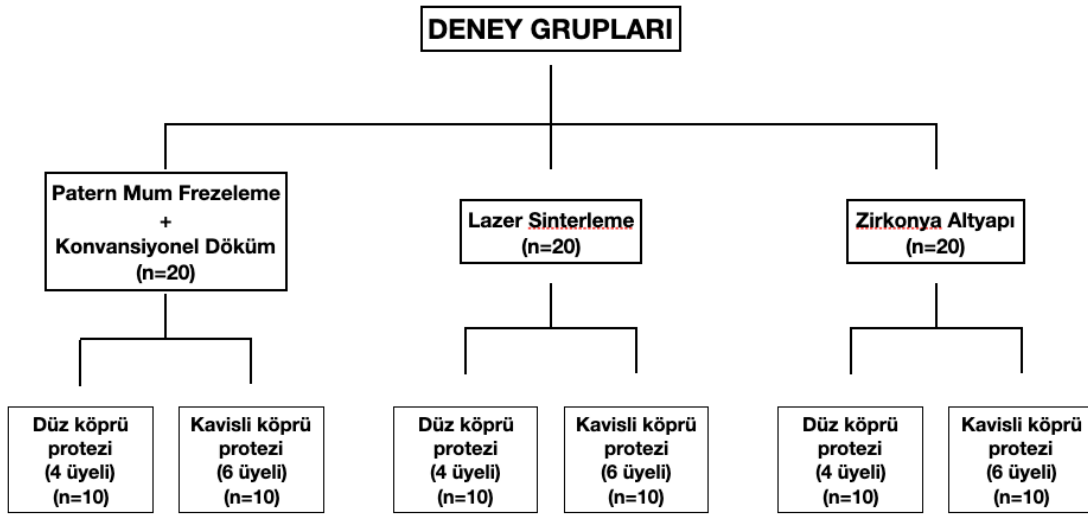
Yapılan çalışmanın amacı; farklı materyal ve yöntemlerle elde edilen altyapıların marjinal ve internal uyumlarının incelenmesi, kendi aralarında karşılaştırılmaları; düz ve kavisli formun, venerlemenin uyuma olan etkisinin değerlendirilmesi; restorasyonların dayanımlarının belirlenmesi ve dayanım ile uyum arasındaki ilişkinin irdelenmesidir. Bu amaca yönelik olarak, Co-Cr materyalinden döküm ve lazer sinterleme yöntemleri ile metal altyapılı; frezeleme yöntemi ile zirkonya altyapılı düz ve kavisli köprü restorasyonları üretilmiştir. Elde edilen bu altyapıların, ana modelle olan uyumları, üç boyutlu optik tarama yöntemi ile değerlendirilmiştir. Ardından altyapılara seramik venerleme uygulanmıştır. Bu işlemin uyuma olan etkisini tespit edebilmek amacıyla uyum ölçümleri tekrarlanmıştır. Son olarak tüm restorasyonlar, dört nokta eğme testine tabi tutularak kırılma dayanımları belirlenmiştir. Elde edilen tüm değerler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

KULLANILAN MATERYAL / CİHAZ	MARKA	ÜRETİCİ FİRMA VE ÜRETİM YERİ
Prefabrike Diş Modeli	Frasaco	Frasaco GmbH, Tettnag, Germany
Paralelometre	Surveyor Dental Visualizer	CYSM, Guangdong, China
Endüstriyel Tarayıcı	Solutionix Rexcan CS2+	MEDIT Corp., Seoul, Korea
CNC Pantograf Cihazı	Best Marlow	BWM 6050, Japonya
Laboratuvar Tarayıcısı	CADstar	Bischofshofen, Austria
Patern Mum Bloğu	Zenotech Blue	Ivoclar Vivadent, Wieland Dental Technik GmbH & Co., Germany
Patern Mum Blok Aşındırma Ünitesi	HyperDent	Follow Me Technology, Germany
Revetman	Bellavest SH	BEGO, Germany
Döküm Fırını	Fornax T	BEGO, Germany
Dökümde Kullanılan Metal Alaşımı	Wirobond 280	BEGO, Bremen, Germany
Kumlama Cihazı	Starblasting	Star Dental, Türkiye
Mikromotor	Saeshin Strong 210	Daegu, Korea
Lazer Sinterleme Cihazı	ProX 100DP	3D Systems, ABD
Lazer Sinterleme Yönteminde Kullanılan Metal Alaşımı	Wirobond C+	BEGO, Bremen, Germany
Zirkonya Altyapı Bloğu	ICE Translucent	Zirkonzahn, Taufers, Italy
Zirkonya Altyapı Aşındırma Ünitesi	D15	Yenadent, Türkiye
Sinterleme Fırını	Tegra Speed	Yenadent, Türkiye

Tablo 3-1: Kullanılan materyaller ile cihazların üretici firmaları ve üretim yerleri

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmada metal altyapı materyali olarak döküm (Wirobond 280, BEGO, Bremen, Germany) ve lazer sinterleme (Wirobond C +, BEGO, Bremen, Germany) yöntemleri için Co-Cr alaşımları; frezeleme yönteminin altyapı materyali olarak ise zirkonya altyapı (Zirkonzahn ICE Translucent, Zirkonzahn, Taufers, Italy) seçilmiştir. Her iki köprü restorasyonu için birer adet metal ana modelin kullanıldığı çalışmamızda, ana modeller birer defa taranarak altyapı tasarımları yapılmıştır. Yapılmış olan tasarımlara göre patern mum frezeleme sonrası döküm grubu, lazer sinterleme grubu ve zirkonya altyapı grubu olmak üzere üç ayrı deney grubu oluşturulmuştur. Yapılmış olan Power Analizi sonucu doğrultusunda, en küçük deney grubu için minimal örnek sayısı on adet olarak hesaplanmış; sonuçta her bir üretim yönteminden yirmişer adet; toplamda altmış adet köprü restorasyonu üretilmesine karar verilmiştir (Şekil 3-1). Çalışmada kullanılmış olan tüm materyaller ve cihazlar tablo 3-1’de gösterilmektedir.



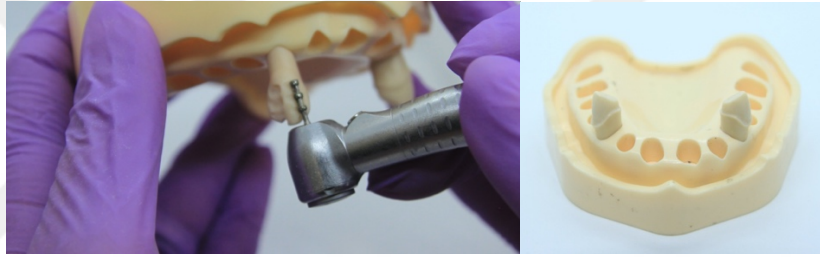
Şekil 3-1: Deney gruplarının sayısı ve içeriklerini gösteren şema

3.2. Ana Modellerin Oluşturulması

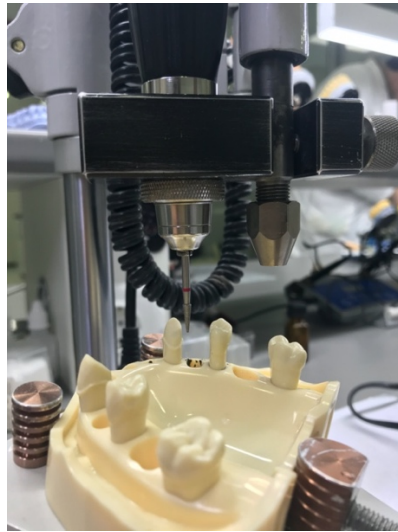
İlk ana model için, sağ üst birinci küçük azı (#14) ve ikinci büyük azı (#17) dişleri dayanak dişler olarak seçilmiş ve ikinci küçük azı (#15) ile birinci büyük azı (#16) dişlerinin eksik olduğu, düz bir köprü protezi planlanmıştır. Dayanak diş olarak, anatomik

olarak prepare edilmiş şekilde üretilmiş, hazır akrilik diş modelleri (Frasaco GmbH, Tettanag, Germany) kullanılmıştır.

İkinci ana model için, üst sağ ve sol kanin dişleri (#13 ve #23) dayanak dişler olarak seçilmiş; santral ve lateral dişlerin (#11, #12, #21 ve #22) eksik olduğu, kavisli bir köprü protezi planlanmıştır. Dayanak olarak hazır akrilik diş modelleri (Frasaco GmbH, Tettanag, Germany) (Tablo3-1) kullanılmış olup; hazır prepare diş olmadığından, rehber oluk frezlerinden yararlanılarak prepare edilmiştir. Preparasyon yapılırken, kole bitim sınırında çepeçevre 1.2 mm basamak oluşturulmuş, 6°'lik taper açısı verilmiş ve 1,5 mm'lik insizal aşındırma yapılacak şekilde anatomik preparasyon elde edilmiştir (Şekil 3-2). Preparasyonlar tamamlandıktan sonra, paralelometre (Surveyor Dental Visualizer, CYSM, Guangdong, China) aracılığıyla (Şekil 3-3) (Tablo3-1) taper açıları ve paralellikleri kontrol edilerek gerekli düzeltmeler yapılmıştır.



Şekil 3-2: Kanin dişlerinin preparasyonu



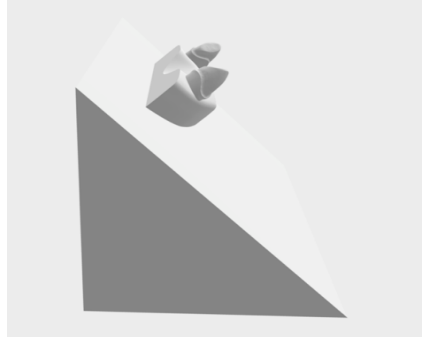
Şekil 3-3: Paralelometre ile taper açılarının ayarlanması

Prepare edilmiş olan akrilik dişler, çene modellerine yerleştirildikten sonra, eksikliği taklit edilecek olan dişler modelden çıkarılmış ve model, hassasiyeti 5 μ olarak belirtilen endüstriyel bir tarayıcı ile (Solutionix Rexcan CS2+, MEDIT Corp., Seoul, Korea) ile taranmıştır (Şekil 3-4) (Tablo 3-1). Modellerin taranması ile elde edilen veriler STL formatında kaydedilmiştir.



Şekil 3-4: Modellerin yüksek çözünürlüklü endüstriyel tarayıcı ile taranması

Mevcut STL veri üzerinde, restorasyonların yapılacağı bölgeler dışında kalan kısımlar sanal modelden kesilmiştir. Bunu takiben, kavisli köprü restorasyonunun uygulanacağı model, eğme testi sırasında ağız içi durumu daha iyi taklit edebilmesi amacıyla yazılım aracılığıyla (Exocad, Darmstadt, Germany) 45°lik bir düzlem üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3-5). Dört üyeli köprü restorasyonunun uygulanacağı model ise, kavis içermeyecek şekilde aynı yazılımda düz bir düzlem üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3-6).

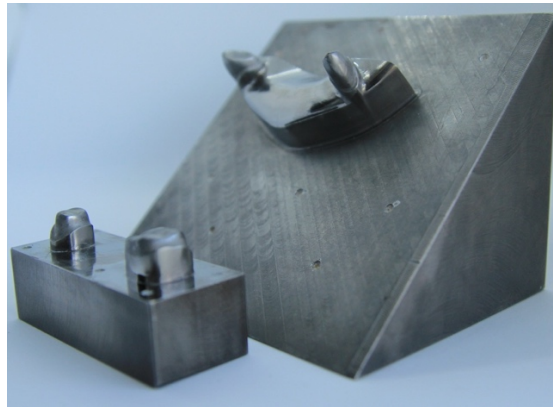


Şekil 3-5: Kavisli köprü restorasyonunun uygulanacağı sanal model



Şekil 3-6: Düz köprü restorasyonunun uygulanacağı sanal model

Tasarlanan bu sanal modellerin verileri, soft metal Co-Cr bloklardan CNC pantograf makinesinde (Best Marlow, BWM 6050, Japonya) (Tablo 3-1) frezelenmiş ve ardından sinterleme işlemine tabi tutularak metal ana modeller elde edilmiştir. Aralık ölçümleri yapılırken, karşılaştırılmak üzere taranan modellerin doğru şekilde karşılaştırılabilmesi amacıyla, metal ana modeller üzerine 1 mm çapındaki elmas rond frez ile rehber noktalar oluşturulmuştur (Şekil 3-7).



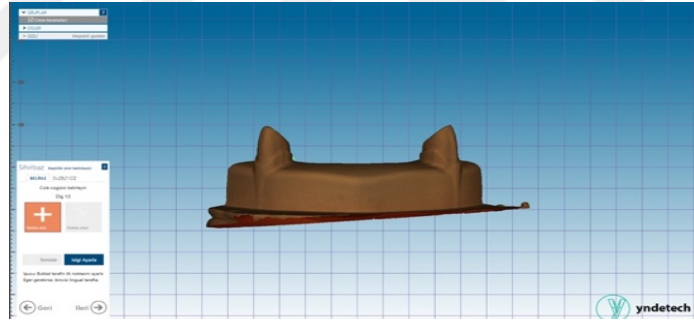
Şekil 3-7: Metal ana modeller

3.3. Altyapıların Elde Edilmesi

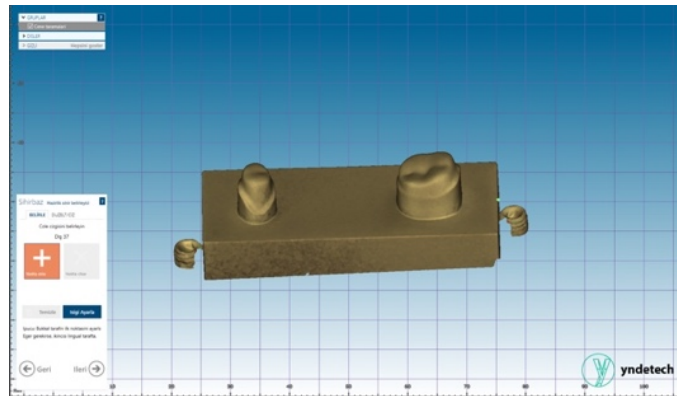
Oluşturulan metal ana modeller bir laboratuvar tarayıcısı ile (CADstar, Bischofshofen, Austria) (Şekil 3-8) (Tablo 3-1) taranmış ve sanal modeller elde edilmiştir (Şekil 3-9, 3-10). Bu sanal model verileri üzerinden üç boyutlu tasarım yazılımı (Exocad, Darmstadt, Germany) kullanılarak altyapı tasarımlarının üretim aşamasına geçilmiştir.



Şekil 3-8: Ana modellerin tarandığı laboratuvar tarayıcısı (181)



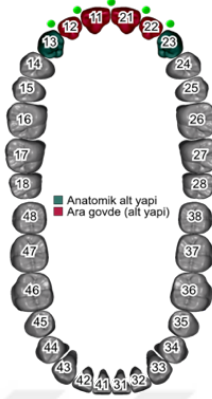
Şekil 3-9: Kavisli köprü altyapı tasarımının yapılacağı sanal model



Şekil 3-10: Düz köprü altyapı tasarımının yapılacağı sanal model

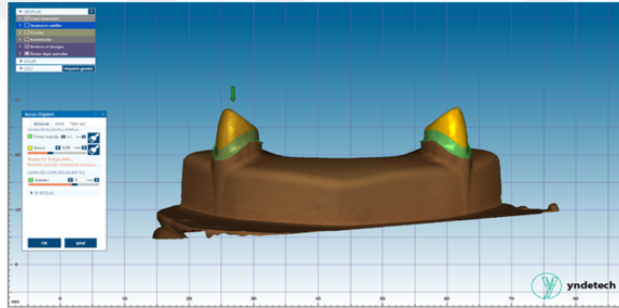
3.3.1. Kavisli Köprü Restorasyonu İçin Altyapı Tasarımının Yapılması

İlk olarak, sisteme ait bilgisayar yazılımında, dayanak ve gövde olacak olan diş numaraları işaretlenmiştir (Şekil 3-11).



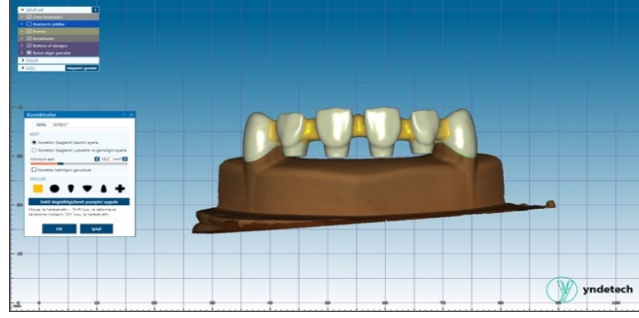
Şekil 3-11: Kavisli köprü restorasyonu için dayanak ve gövde olacak dişlerin seçimi

Altyapı tasarımları için kenar bitim sınırları çizildikten sonra; metal altyapılar için 0.5 mm, zirkonya altyapı için 0.8 mmlik oklüzal ve aksiyal duvar kalınlığı belirlenmiştir. Ardından marjinalde 20µm ve internalde 50µm olacak şekilde siman aralıkları ayarlanmıştır (Şekil 3-12).

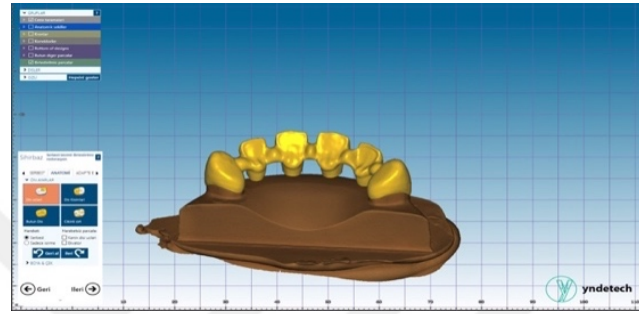


Şekil 3-12: Kavisli köprü restorasyonunun siman aralıklarının belirlenmesi

Kavisli altyapıların bağlantı bölgelerinin alanları, sistemin önerdiği optimum değerlerde ayarlanmış (Şekil 3-13); gövde tasarımları anatomik ve hijyenik; dayanakların tasarımı da anatomik olacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 3-14).



Şekil 3-13: Kavisli altyapı için dayanak-gövde bağlantı alanlarının belirlenmesi



Şekil 3-14: Kavisli köprü restorasyonunun anatomik altyapı tasarımı

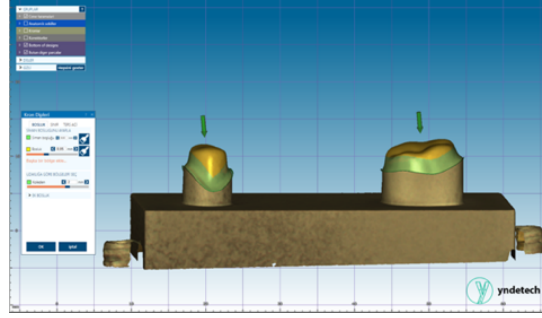
3.3.2. Düz Köprü Restorasyonu İçin Altyapı Tasarımının Yapılması

Sisteme ait bilgisayar yazılımında, dayanak ve gövde olacak olan diş numaraları işaretlenmiştir (Şekil 3-15).



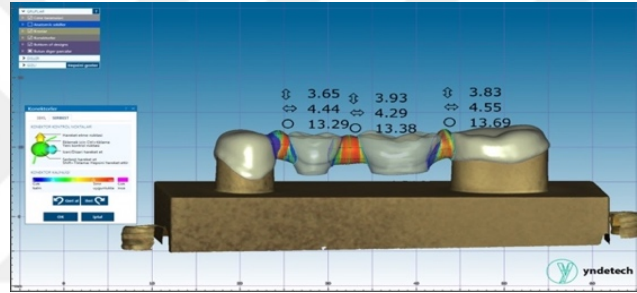
Şekil 3-15: Düz köprü restorasyonu için dayanak ve gövde olacak dişlerin seçimi

Altyapı tasarımları için kenar bitim sınırları çizildikten sonra; metal altyapılar için 0.5 mm, zirkonya altyapı için 0.8 mm'lik oklüzal ve aksiyal duvar kalınlığı belirlenmiştir. Ardından marjinalde 20µm ve internalde 50µm olacak şekilde siman aralıkları ayarlanmıştır (Şekil 3-16).

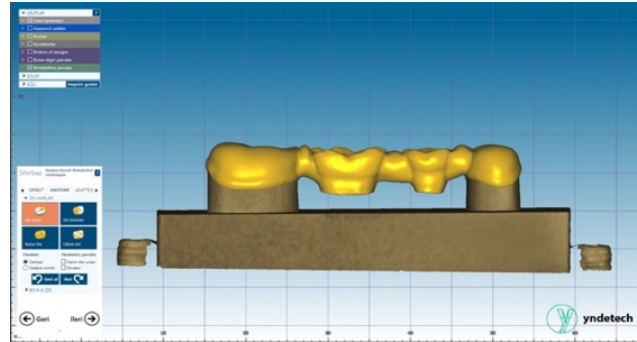


Şekil 3-16: Düz köprü restorasyonunun siman aralıklarının belirlenmesi

Altyapıların bağlantı bölgelerinin alanları, sistemin önerdiği optimum değerde ayarlanmış (Şekik 3-17); gövde tasarımları anatomik ve hijyenik; dayanakların tasarımı da anatomik olacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 3-18).



Şekil 3-17: Düz köprü restorasyonu altyapısı için dayanak-gövde bağlantı alanlarının belirlenmesi

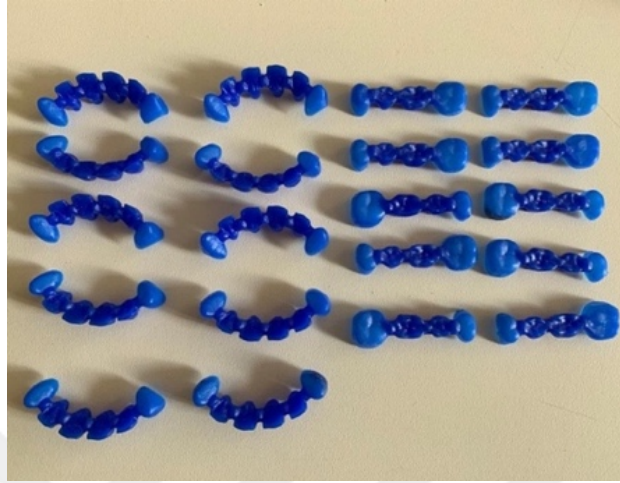


Şekil 3-18: Düz köprü restorasyonunun anatomik altyapı tasarımı

3.3.3. Patern Mum Blok Frezeleme Sonrası Konvansiyonel Döküm Yöntemi ile Metal Altyapıların Elde Edilmesi

Tasarımı yapılmış olan düz ve kavisli altyapılar, aşındırma ünitesinde (HyperDent, Follow Me Technology, Germany) (Tablo 3-1); patern mum bloğundan

(Zenotech Blue, Ivoclar Vivadent, Wieland Dental Technik GmbH & Co., Pforzheim, Germany) frezelenmiştir (Şekil 3-19).



Şekil 3-19: Patern mum bloktan frezelenmiş olan altyapı modelajları

Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra, konvansiyonel döküm işlemi için fosfat bağlayıcılı revetman (Bellavest SH, BEGO, Germany) kullanılarak manşete alınmış ve mum atımı için ön ısıtma fırınında (Mikrotek, Türkiye) 15 dakika boyunca 900°C'de bekletilmiştir. Ardından santrifüj-indüksiyonlu döküm cihazında (Fornax T, BEGO, Bremen, Germany), Co-Cr metal alaşımı (Wirobond 280, BEGO, Bremen, Germany) ile döküm işlemi yapılmıştır (Şekil 3-20) (Tablo 3-1).



Şekil 3-20: Döküm cihazı (182)

Döküm işlemi tamamlandıktan sonra revetman artıklarının uzaklaştırılabilmesi amacıyla, altyapılar 50µm'lik alüminyumoksit partikülleri ile kumlama işlemine

(Starblasting, Star Dental, Türkiye) tabi tutulmuş ve ardından tesviyeleri mikromotor cihazı (Saeshin Strong 210, Daegu, Korea) ile tamamlanmıştır (Şekil 3-21) (Tablo 3-1).



Şekil 3-21: Mum modelajların döküm işlemi sonrası görüntüsü

3.3.4. Lazer Sinterleme Yöntemi ile Metal Altyapıların Elde Edilmesi

Düz ve kavisli altyapıların tasarımları lazer sinterleme cihazına (ProX 100DP, 3D Systems, ABD) aktarılmıştır (Tablo 3-1). Lazer sinterleme cihazı (Şekil 3-22) için uygulanacak parametreler firmanın önerdiği doğrultuda; tabaka kalınlığı 30 μm ; lazer ışınının gücü 100 Watt; metal tozu kalınlığı 5-8 μm ; oksijen yoğunluğu 2000 ppm olacak şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 3-22: Lazer sinterleme cihazı (183)

Altyapıların üretimi için Co-Cr metal alaşımı (Wirobond C+, BEGO, Bremen, Germany) kullanılmıştır. Altyapıların üretimi tamamlandıktan sonra, yapı platformundan ayrılmadan sinterleme fırınında dakikada 20°C sıcaklık artışı olacak şekilde 50 dakikada 980 °C'ye ulaşmış ve 35 dakika boyunca 980 °C'de sinterleme işlemine tabi tutulmuşlardır. Ardından metal altyapılar oda sıcaklığında soğumaya bırakılmış, tesviyeleri yapılmıştır ve yüzeydeki artıklar basınçlı buhar makinesi (Cleaner 150, Carlo de Giorgi, İtalya) kullanılarak temizlenmiştir (Tablo 3-1).

3.3.5. Zirkonya Altyapıların Elde Edilmesi

Tasarımı yapılmış olan altyapılar, beş eksenli freze cihazının (D15, Yenadent, Türkiye) aşındırma ünitesinde (Şekil 3-24) (Tablo 3-1); 98 mm çaplı, basamaklı bloklardan (Zirkonzahn ICE Translucent, Zirkonzahn, Taufers, Italy) (Şekil 3-23) frezelenerek elde edilmiştir.



Şekil 3-23: Zirkonya altyapıların üretiminde kullanılan blok (184)



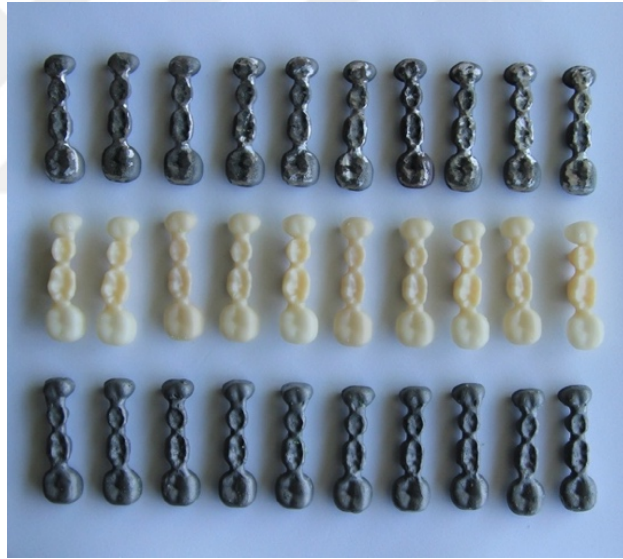
Şekil 3-24: Zirkonya altyapıların üretiminde kullanılan aşındırma ünitesi (185)

Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra altyapılar, sıcaklığı dakikada 5°C artacak ve 2 saat boyunca 1500°C'de bekletilecek şekilde sinterleme fırınında (Tegra Speed, Yenadent, Türkiye) sinterlenmiştir (Şekil 3-25) (Tablo 3-1).

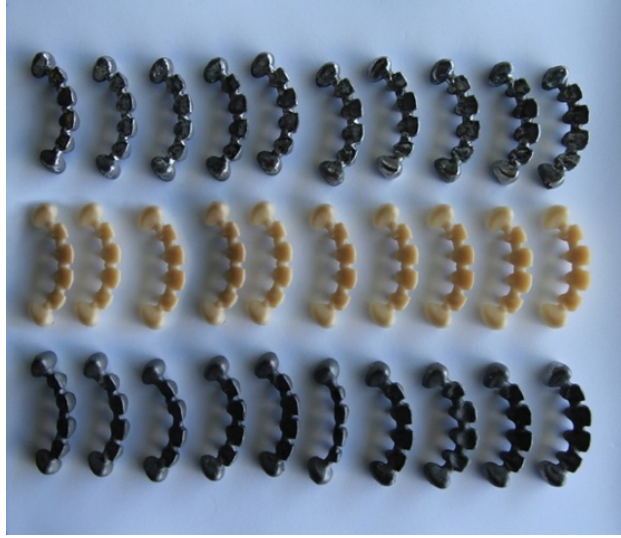


Şekil 3-25: Zirkonya altyapıların sinterlenme fırını (186)

Sonuç olarak otuz adet düz köprü restorasyonu altyapısı ve otuz adet kavisli köprü restorasyonu altyapısı elde edilmiştir (Şekil 3-26, 3-27).



Şekil 3-26: Düz köprü restorasyonlarının altyapıları



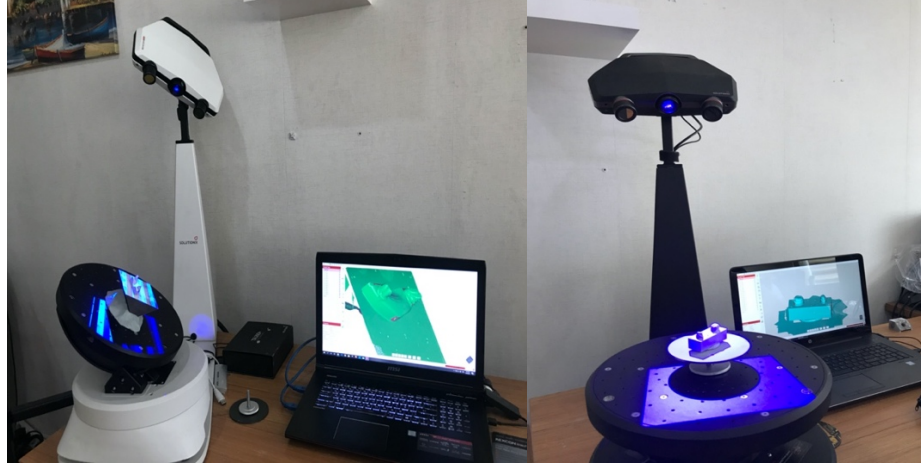
Şekil 3-27: Kavisli köprü restorasyonlarının altyapıları

3.4. Elde Edilen Altyapıların Marjinal ve İnternal Uyumlarının Değerlendirilmesi

Elde edilen altyapılardan patern mum blok frezeleme sonrasında döküm grubundaki düz köprü restorasyonları $D_{D1-10}V_0$, kavisli köprü restorasyonları $D_{K1-10}V_0$; lazer sinterleme grubundaki düz köprü restorasyonları $L_{D1-10}V_0$, kavisli köprü restorasyonları $L_{K1-10}V_0$ ve zirkonya altyapı grubundaki düz köprü restorasyonları $Z_{D1-10}V_0$, kavisli köprü restorasyonları $Z_{K1-10}V_0$ olarak adlandırılmıştır.

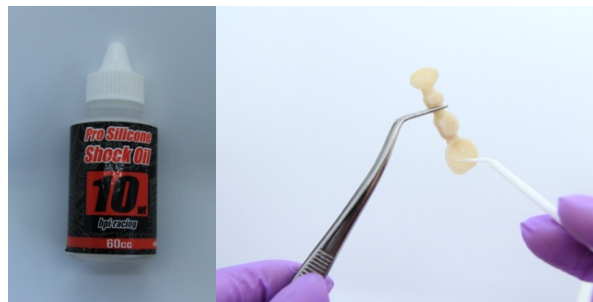
Marjinal ve internal uyumları değerlendirmek üzere, taramaların yapılması amacıyla hassasiyeti 5 μm olarak belirtilen endüstriyel bir tarayıcı (Solutionix Rexcan CS2+, MEDIT Corp., Seoul, Korea); tarama sonrası aralığın hesaplanması ve örneklerin karşılaştırılması amacıyla ise bir tersine mühendislik yazılımı (Geomagic, 3D Systems, North Carolina, USA) tercih edilmiştir (Tablo 3-1).

İlk olarak metal ana modeller, yüksek çözünürlüklü endüstriyel tarayıcı ile taranmış dijitalize edilmiştir (Şekil 3-28).



Şekil 3-28: Metal ana modellerin endüstriyel tarayıcı ile taranması

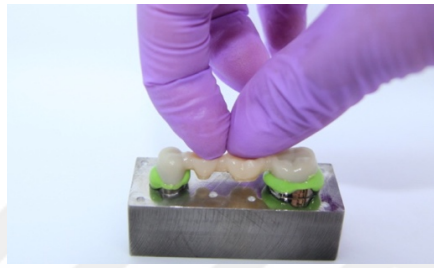
Ardından üretilmiş olan altyapıların marjinal ve internal aralıklarının ölçülebilmesi için, siman aralığını taklit eden silikon tabakaları oluşturulmuştur. Bu amaçla, dayanak dişlerin iç yüzeylerine, silikon tabakasının altyapıdan rahat ayrılabilmesi için ilk olarak silikon yağı uygulanmıştır (Şekil 3-29). Ardından düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü materyali (Zhermack Elite HD+, İtalya), altyapıların iç yüzeyine tabanca yardımıyla uygulanmıştır (Şekil 3-30). Altyapılar metal ana model üzerine, gövdelerinden parmak basıncı uygulanarak yerleştirilmiştir (Şekil 3-31). 1 dakika 30 saniyelik çalışma ve 2 dakika 30 saniyelik sertleşme süreleri tamamlandıktan sonra taşkın silikon materyali sond ve bistüri ile temizlenmiş ve altyapılar ana modelden, siman aralığını taklit eden silikon materyalinin ana model üzerinde kalmasına dikkat edilecek şekilde ayrılmıştır (Şekil 3-32, 3-33). Metal ana modeller, siman aralığını taklit eden silikon materyali ile birlikte endüstriyel tarayıcı ile yeniden taranmıştır. Her bir altyapı için bu işlemler tekrarlanmıştır.



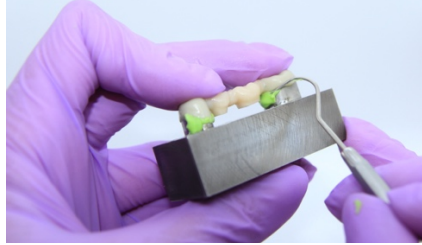
Şekil 3-29: Altyapı dayanaklarının iç yüzeylerine silikon yağı uygulanması



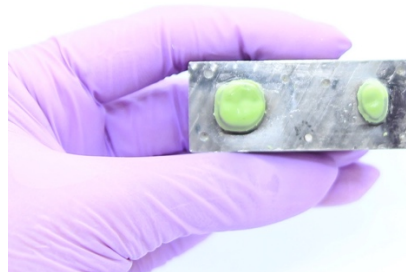
Şekil 3-30: Düşük viskoziteli polivinilsiloksan ölçü materyalinin uygulanması



Şekil 3-31: Altyapıların metal ana modele yerleştirilmesi



Şekil 3-32: Taşkın silikon materyalinin temizlenmesi

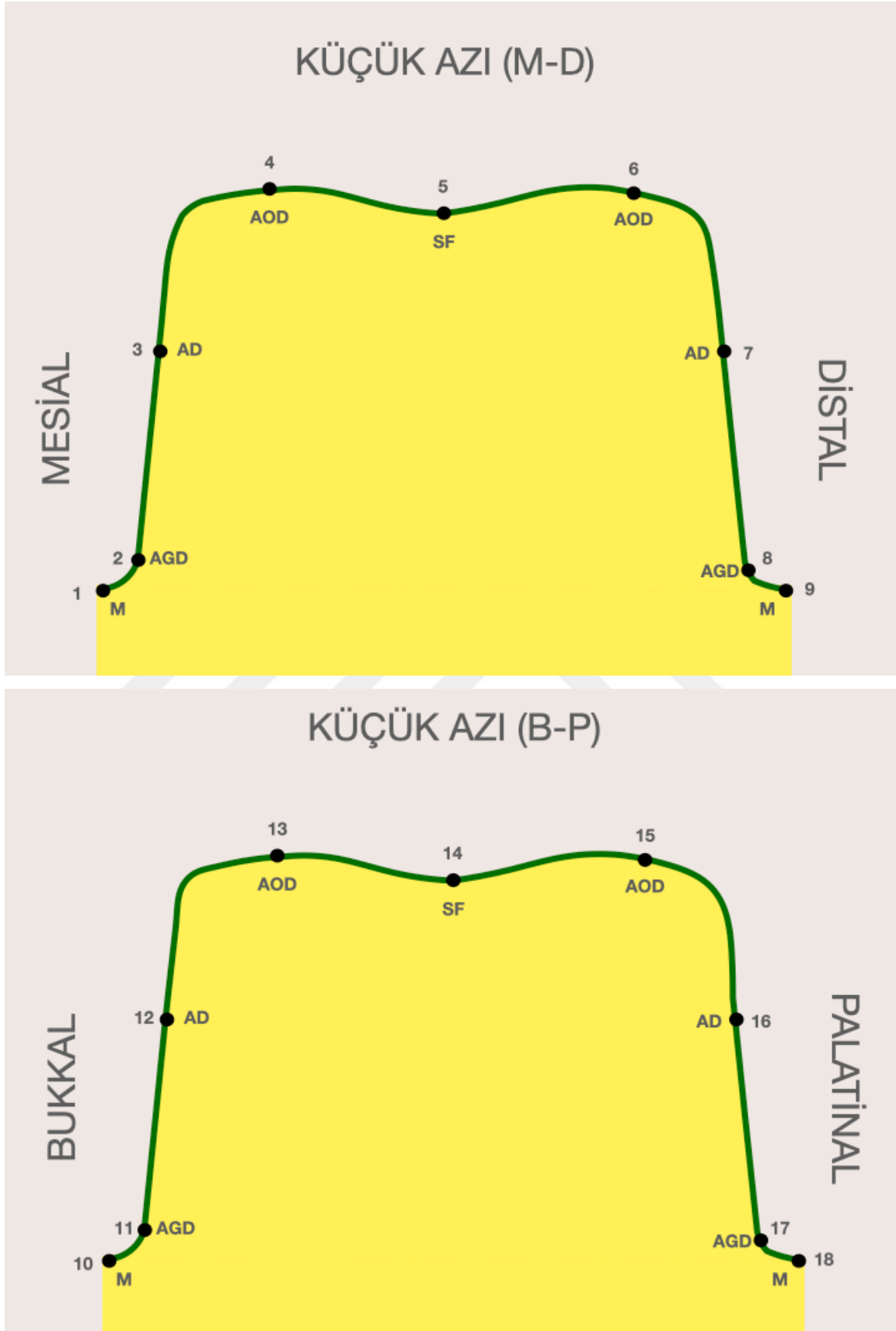


Şekil 3-33: Ana model üzerindeki silikon materyali

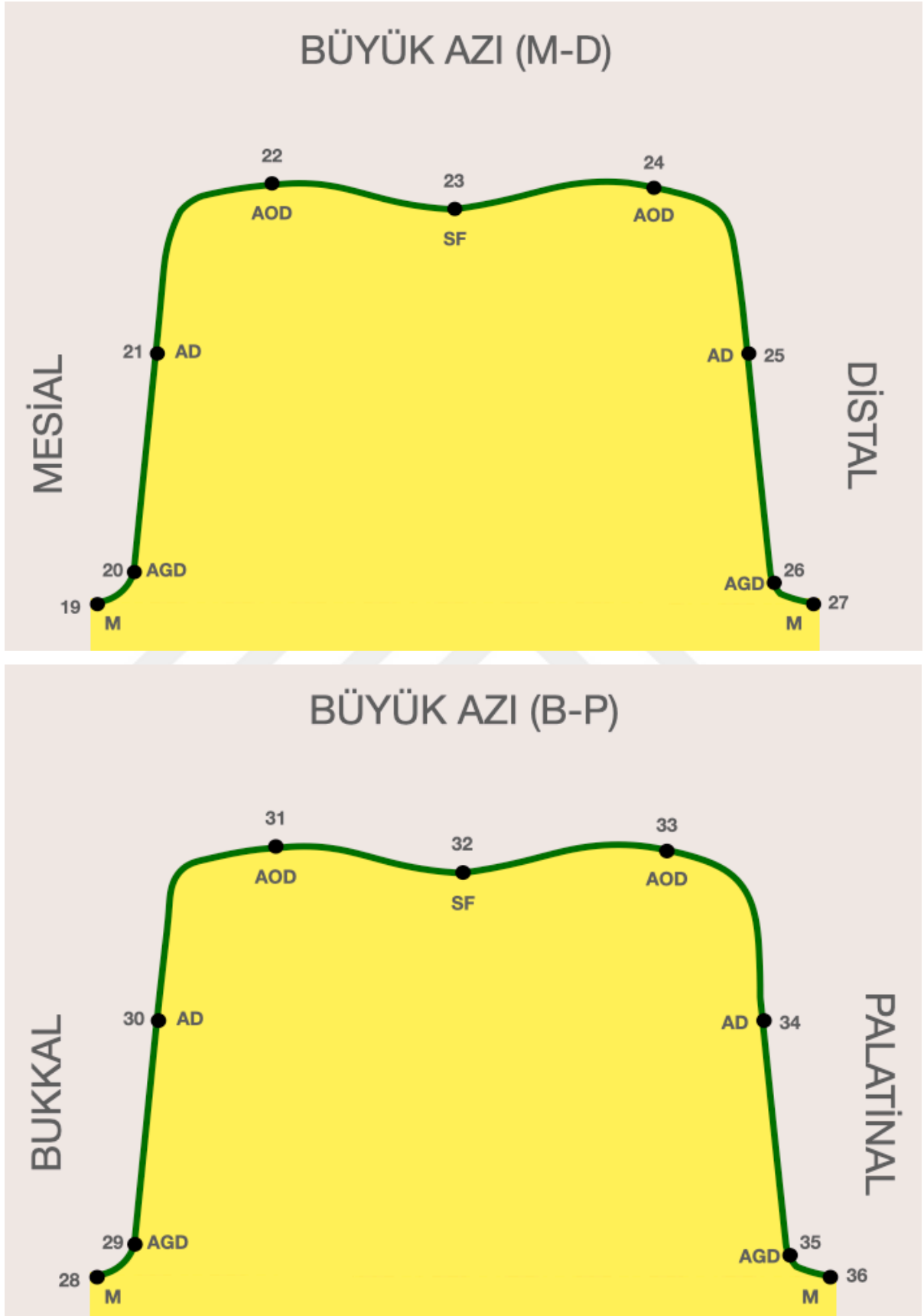
Tüm örnekler için tarama işlemleri tamamlandıktan sonra, ana modellerin ilk görüntüleri ile siman aralığını taklit eden silikon materyali ile birlikte taranmış olan görüntüleri yazılımda (Geomagic, 3D Systems, North Carolina, USA) karşılaştırılmıştır. Yazılım üzerinde marjinal ve internal aralık değerlerinin minimum ve maksimum limitleri, ölçümler yapılmadan önce 20 µm ve 150 µm olarak belirlenmiştir. Üç boyutlu olarak elde edilen görüntüler üzerinde, internal aralığı değerlendirebilmek için, yazılım aracılığıyla mesiodistal ve bukkopalatinal yönlerde kesitler elde edilmiştir. Yapılacak aralık ölçümleri için, her bir altyapının her bir dayanağı için, iki ayrı kesitte toplam on sekiz noktası belirlenmiştir.

Düz köprü restorasyonları için belirlenen ölçüm noktaları (Şekil 3-34, 3-35):

- Marjinal aralık (M): Kenar bitim sınırından protez kenarına kadar ölçülen aralık
- Aksiyogingival duvar aralığı (AGD): Kenar bitim sınırından 1 mm oklüzale denk gelen aksiyal yüzey ile bu noktaya dik gelen restorasyon iç yüzeyi arasındaki mesafe
- Aksiyal duvar aralığı (AD): Aksiyal duvarın orta noktasından, restorasyonun iç yüzeyine olan yatay mesafe
- Aksiyooklüzal duvar aralığı (AOD): Aksiyal duvar ile oklüzal yüzey arasındaki geçiş noktasından alınan dikey mesafe
- Santral fossa aralığı (SF): Santral fossanın en derin noktasından, restorasyonun iç yüzeyine dik olarak ölçülen mesafe



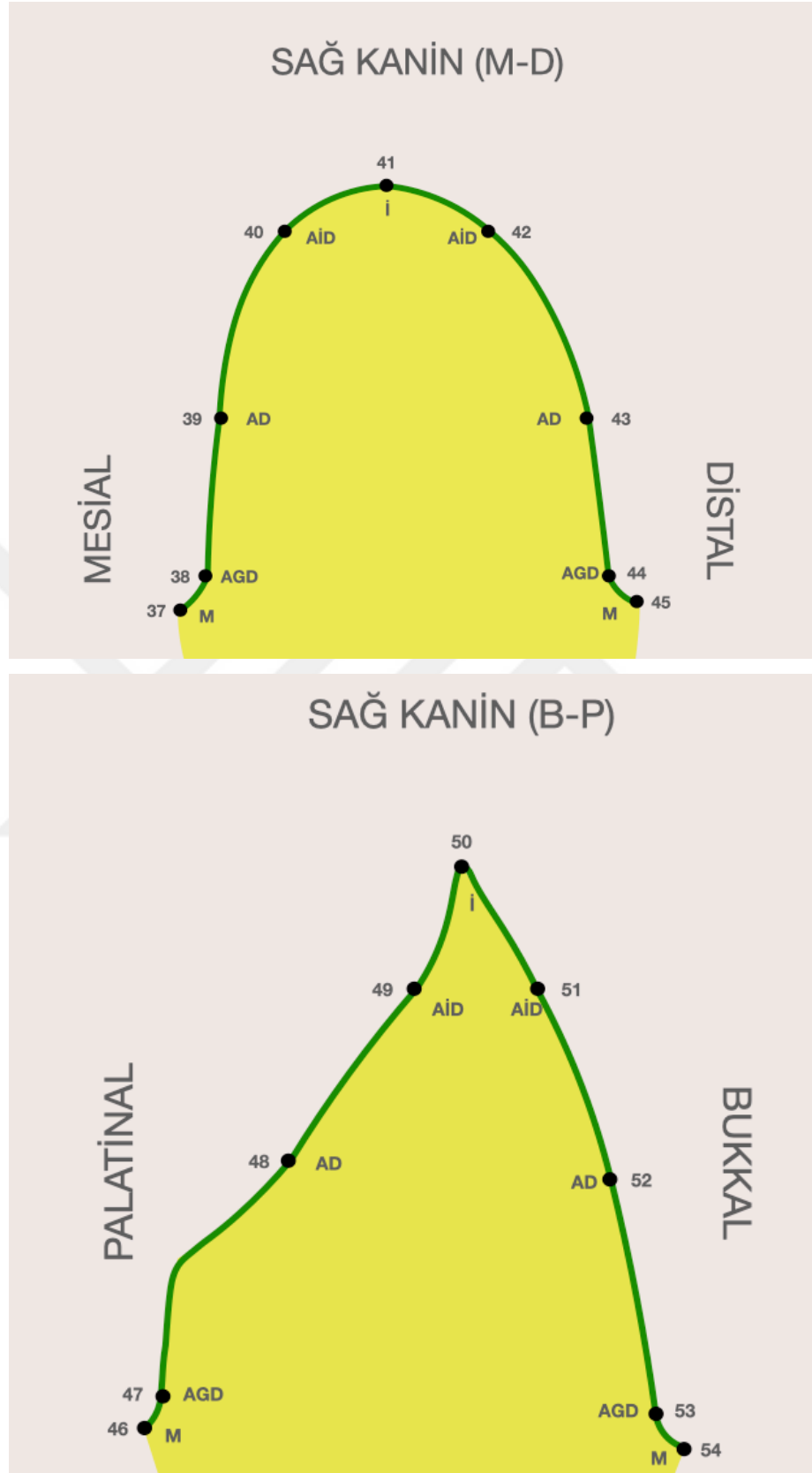
Şekil 3-34: Küçük azı dayanağı için belirlenen ölçüm noktalarının şematik gösterimi



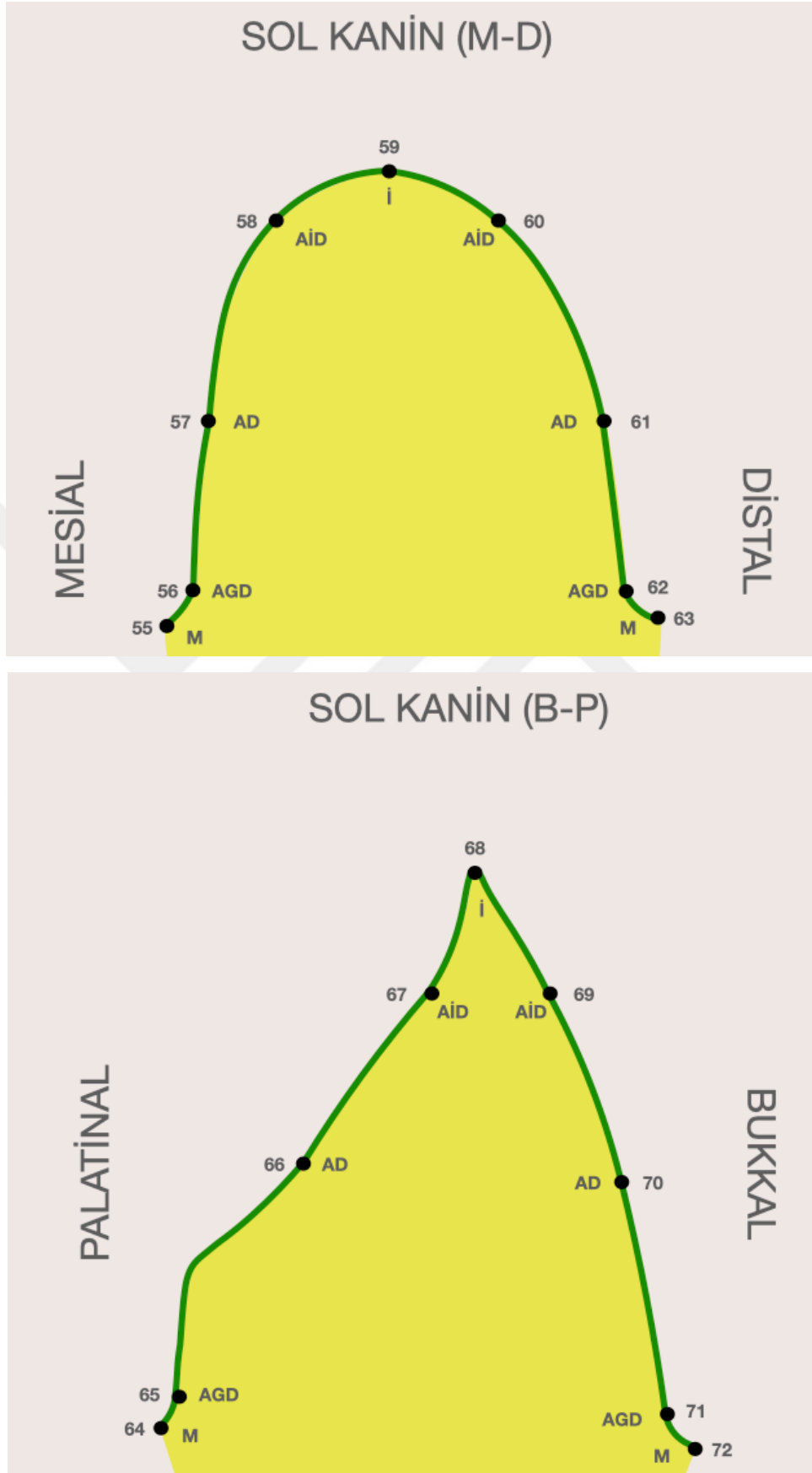
Şekil 3-35: Büyük ağı dayanağı için belirlenen aralık ölçüm noktalarının şematik gösterimi

Kavisli köprü restorasyonları için belirlenen ölçüm noktaları (Şekil 3-36, 3-37):

- Marjinal aralık (M): Kenar bitim sınırından protez kenarına kadar ölçülen aralık
- Aksiyogingival duvar aralığı (AGD): Kenar bitim sınırından 1 mm insizale denk gelen aksiyal yüzey ile bu noktaya dik gelen restorasyon iç yüzeyi arasındaki mesafe
- Aksiyal duvar aralığı (AD): Aksiyal duvarın orta noktasından, restorasyonun iç yüzeyine olan yatay mesafe
- Aksiyoinsizal duvar aralığı (AİD): Aksiyal duvar ile insizal yüzey arasındaki geçiş noktasından alınan dikey mesafe
- İnsizal tepe noktası (İ): İnsizal kenarın en tepe noktasından, restorasyonun iç yüzeyine dik olarak ölçülen mesafe



Şekil 3-36: Sağ kanin dayanağı için belirlenen ölçüm noktalarının şematik gösterimi



Şekil 3-37: Sol kanin dayanağı için belirlenen ölçüm noktalarının şematik gösterimi

Çalışmada düz ve kavisli restorasyonların marjinal ve internal uyumları değerlendirilirken, her bir dayanak için ayrı ayrı mesiodistal ve bukkolingual kesitler alınmış; ardından her bir kesit için dokuz ayrı noktadan lineer aralık ölçümleri yapılmıştır. Karşılaştırmaların daha kolay yapılabilmesi amacıyla; küçük azı dayanağının mesiodistal kesitine 1-9, bukkolingual kesitine 10-18; büyük azı dayanağının mesiodistal kesitine 19-27 ve bukkolingual kesitine 28-36 arasındaki sayılarla numaralandırma yapılmıştır. Sağ kanin dayanağının mesiodistal kesitine 37-45, bukkolingual kesitine 46-54; sol kanin dayanağının mesiodistal kesitine 55-63 ve bukkolingual kesitine 64-72 arasındaki sayılarla numaralandırma yapılmıştır.

Düz köprü restorasyonlarında her bir dayanak için mesial, distal, bukkal ve palatinalden olmak üzere marjinal yüzeydeki dört noktadan lineer aralık ölçümü yapılmıştır. Bu noktalar 1-9-10-18-19-27-28-36 olarak numaralandırılmıştır. Marjinal yüzeylerin ortalama lineer aralık değerleri hesaplanırken, her bir restorasyon için belirlenmiş olan bu sekiz noktadan yapılan ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Gövdeye bakan ve dışa bakan yüzeylerden yapılan lineer ölçümler 2-3-7-8-11-12-16-17-20-21-25-26-29-30-34-35 olarak numaralandırılmış ve aksiyal yüzeylerin ortalama lineer aralık değerleri hesaplanırken, her bir restorasyon için belirlenmiş olan bu on altı noktadan yapılan ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Oklüzyonda etkin olan yüzeylerden yapılan lineer ölçümler 4-5-6-13-14-15-22-23-24-31-32-33 olarak numaralandırılmış ve oklüzal yüzeylerin ortalama lineer aralık değerleri hesaplanırken, her bir restorasyon için belirlenmiş olan bu on iki noktadan yapılan ölçümlerin ortalaması alınmıştır (Şekil 3-34, 3-35).

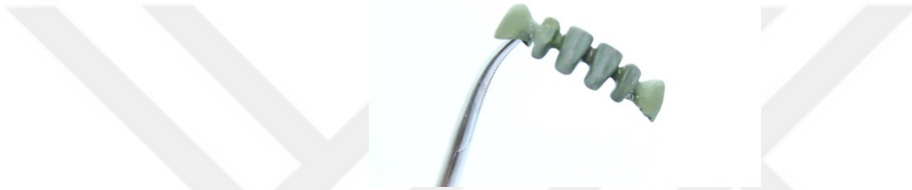
Kavisli köprü restorasyonlarında her bir dayanak için mesial, distal, bukkal ve palatinalden olmak üzere marjinal yüzeydeki dört noktadan lineer aralık ölçümü yapılmıştır. Bu noktalar 37-45-46-54-55-63-64-72 olarak numaralandırılmıştır. Marjinal yüzeylerin ortalama lineer aralık değerleri hesaplanırken, her bir restorasyon için belirlenmiş olan bu sekiz noktadan yapılan ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Gövdeye ve dışa bakan yüzeylerden yapılmış olan lineer ölçümler 38-39-43-44-47-51-52-53-56-57-61-62-65-69-70-71 olarak numaralandırılmış ve aksiyal yüzeylerin ortalama lineer aralık değerleri hesaplanırken, her bir restorasyon için belirlenmiş olan bu on altı noktadan yapılmış olan ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Oklüzyonda etkin olan yüzeylerden yapılmış olan lineer ölçümler 40-41-42-48-49-50-58-59-60-66-67-68 olarak

numaralandırılmış ve oklüzyonda etkin yüzeylerin ortalama lineer aralık değerleri hesaplanırken, her bir restorasyon için belirlenmiş olan bu on iki noktadan yapılmış olan ölçümlerin ortalaması alınmıştır (Şekil 3-36, 3-37).

3.5. Metal ve Zirkonya Altyapılı Örneklerle Venerleme Uygulaması

3.5.1. Döküm ve Lazer Sinterleme Gruplarına Venerleme Uygulaması

Marjinal ve internal aralık değerleri ölçülen ve seramik uygulamasına hazır olan kırk adet metal altyapı örneği, ilk olarak 960 °C’de 5 dakika boyunca vakum olmadan oksidasyon işlemine tabi tutulmuştur.



Şekil 3-38: Oksidasyon işlemi tamamlanmış olan metal altyapılı örneğin görüntüsü

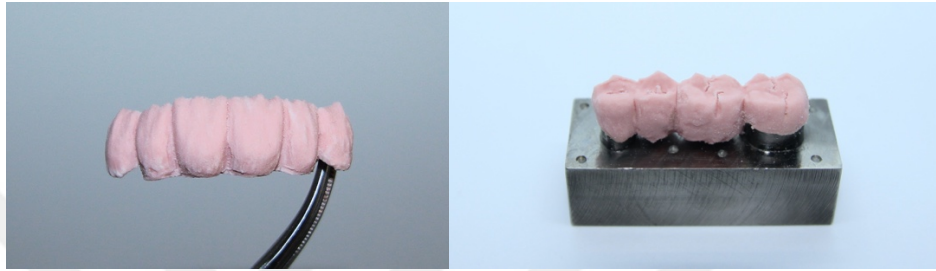
Ardından üretici firmanın önerisi doğrultusunda, oksitlenmiş metal altyapılara, iki tabaka olacak şekilde opak uygulaması (VMK Master Wash Opaque/Opaque, VITA Zahnfabrik, Almanya) yapılmıştır. İlk opak tabakası metal altyapılara uygulandıktan sonra, 500 °C’de 2 dakika ön ısıtma için bekletilmiş; ardından vakum altında, fırın sıcaklığı dakikada 80 °C artış olacak şekilde 960 °C’ye kadar yükseltilmiş, 1 dakika bu sıcaklıkta fırınlama işlemi yapılmıştır. İkinci kat opak uygulamasından sonra aynı süreç tekrarlanmış; ancak fırının en yüksek sıcaklığı 950 °C olacak şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 3-39: Opak uygulaması tamamlanmış metal altyapılı örneğin görüntüsü

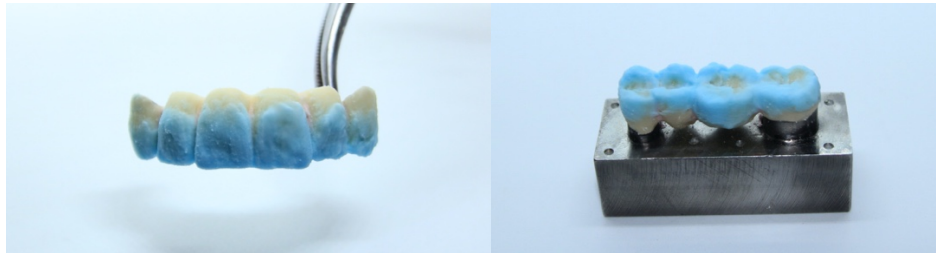
Opak uygulaması tamamlanmış olan örneklerle dentin porseleni uygulaması (VITA VMK Master Dentine, VITA Zahnfabrik, Almanya), yığma tekniği kullanılarak,

bir fırça yardımıyla iki tabaka olacak şekilde yapılmıştır. Birinci dentin tabakasının yığma işlemi tamamlandıktan sonra 500 °C’de 6 dakika ön ısıtma işlemi ve ardından fırın sıcaklığı vakum altında 500 °C’den 930 °C’ye, dakikada 55 °C sıcaklık artışı olacak şekilde yükseltilmiş; 1 dakika 930 °C’de tutularak fırınlama işlemi tamamlanmıştır. İkinci dentin uygulamasından sonra aynı süreç tekrarlanmış ancak fırının en yüksek sıcaklık derecesi 925 °C olarak ayarlanmıştır.



Şekil 3-40: Metal altyapılı örneklerle dentin tabakası uygulanması

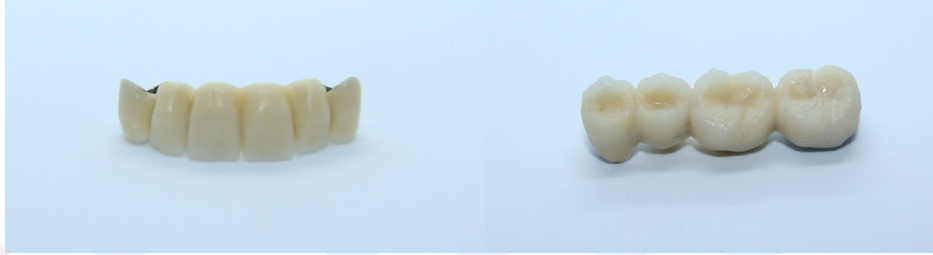
Dentin tabakası uygulaması tamamlanmış olan örneklerle mine tabakası uygulaması (VITA VMK Master Enamel, VITA Zahnfabrik, Almanya), tek tabaka olacak şekilde yapılmıştır. Fırınlama aşamaları dentin porseleni uygulaması ile aynı basamakları içerse de, farklı olarak fırının en yüksek sıcaklık derecesi 920 °C olarak ayarlanmıştır.



Şekil 3-41: Metal altyapılı örneklerle mine tabakası uygulanması

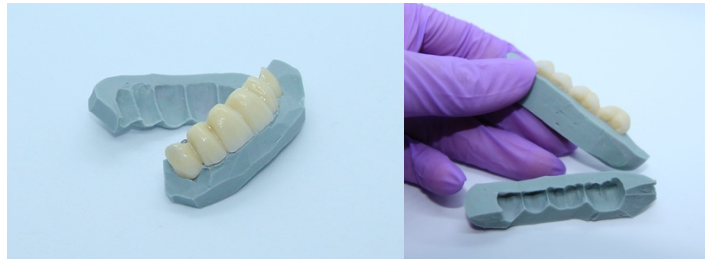
Porselen yığma ve fırınlama işlemlerinin tamamlanmasından sonra, düzeltme amacıyla aşındırmalar yapılmıştır. Dört nokta eğme testi uygulanırken bilyelerin denk geleceği alanlar, bilyelerin çapı olan 4 mm dikkate alınarak gövdeler üzerinde hazırlanmış

ve glazür uygulamasına (VITA Akzent Plus Glaze, VITA Zahnfabrik, Almanya) geçilmiştir. Tüm yüzeylere glazür uygulandıktan sonra, 500 °C sıcaklıkta 4 dakika ön ısıtma işlemi yapıp, fırın sıcaklığı dakikada 80 °C sıcaklık artacak şekilde 915 °C'ye kadar yükseltilmiş, 1 dakika bu sıcaklıkta tutularak fırınlama işlemi tamamlanmıştır. Glazür işlemi sırasında vakum altında bir işlem yapılmamıştır.



Şekil 3-42: Venerlemesi tamamlanmış metal altyapılı örneklerin görüntüsü

Düz ve kavisli örnekler için birer adet altyapının venerlemeler tamamlandıktan sonra, örnekler arasında standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla silikon anahtarlar oluşturulmuştur. Tüm venerlemeler tek bir teknisyen tarafından, silikon anahtarlar kullanılarak tamamlanmıştır.



Şekil 3-43: Silikon anahtarların görüntüsü

3.5.2. Zirkonya Altyapı Grubuna Venerleme Uygulanması

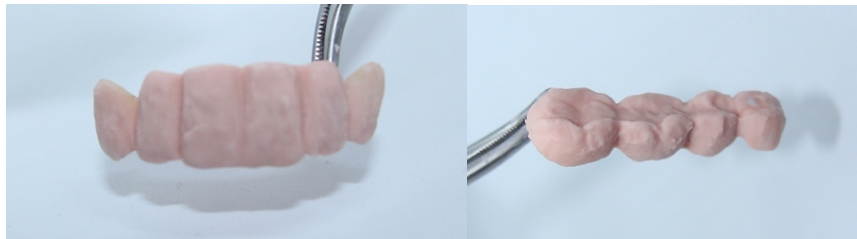
Marjinal ve internal aralık değerleri ölçülen ve seramik uygulamasına hazır olan yirmi adet zirkonya altyapı örneği, ilk olarak firmanın önerisi doğrultusunda, ince bir tabaka liner (VITA VM9 Effect Liner, VITA Zahnfabrik, Almanya) uygulamasına tabi tutulmuştur. Fırça yardımıyla liner tabakasının uygulandığı altyapı örneklerine, 700 °C'de

2 dakika boyunca ön kurutma işlemi uygulanmış; sıcaklık dakikada 65 °C artacak şekilde, 1090 °C'ye kadar yükseltilmiş ve örnekler bu derecede 1 dakika bekletilmiştir.



Şekil 3-44: Zirkonya altyapılı örneklerle liner tabakası uygulanması

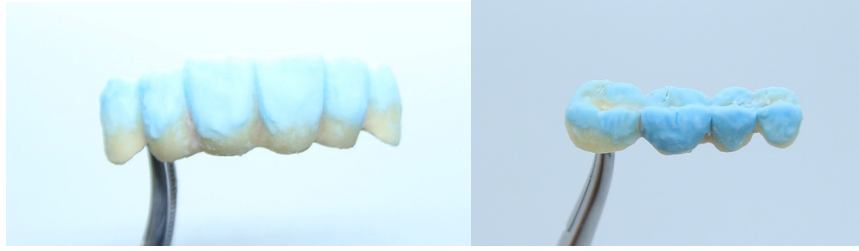
Liner uygulaması tamamlanmış olan örneklerle dentin porseleni uygulaması (VITA VM 9 Base Dentine, VITA Zahnfabrik, Almanya), yığma tekniği kullanılarak, bir fırça yardımıyla iki tabaka olacak şekilde yapılmıştır. Birinci dentin tabakasının yığma işlemi tamamlandıktan sonra 500 °C'de 6 dakika ön ısıtma işlemi ve ardından fırın sıcaklığı vakum altında 500 °C'den 910 °C'ye, dakikada 55 °C sıcaklık artışı olacak şekilde yükseltilmiş; 1 dakika 910 °C'de tutularak fırınlama işlemi tamamlanmıştır. İkinci dentin tabakası uygulamasından sonra aynı süreç tekrarlanmış ancak fırının en yüksek sıcaklık derecesi 905 °C olarak ayarlanmıştır.



Şekil 3-45: Zirkonya altyapılı örneklerle dentin tabakası uygulanması

Dentin tabakası uygulaması tamamlanmış olan zirkonya altyapılı örneklerle, mine tabakası uygulaması (VITA VMK Master Enamel, VITA Zahnfabrik, Almanya), tek tabaka olacak şekilde yapılmıştır. Fırınlama aşamaları dentin porseleni uygulaması ile

aynı basamakları içerse de, farklı olarak fırının en yüksek sıcaklık derecesi 900 °C olarak ayarlanmıştır.



Şekil 3-46: Zirkonya altyapılı örneklerle mine tabakası uygulanması

Dentin ve mine tabakalarının yığma ve fırınlama işlemlerinin tamamlanmasından sonra, düzeltme amacıyla gerekli aşındırmalar yapılmış ve glazür uygulamasına (VITA Akzent Plus Glaze, VITA Zahnfabrik, Almanya) geçilmiştir. Tüm yüzeylere glazür uygulandıktan sonra, 500 °C sıcaklıkta 4 dakika ön ısıtma işlemi yapıp, fırın sıcaklığı dakikada 80 °C sıcaklık artacak şekilde 895 °C'ye kadar yükseltilmiş, 1 dakika bu sıcaklıkta tutularak fırınlama işlemi tamamlanmıştır. Glazür işlemi sırasında vakum altında herhangi bir işlem yapılmamıştır.



Şekil 3-47: Venerlemesi tamamlanmış zirkonya altyapılı örneklerin görüntüsü

3.6. Venerlemesi Tamamlanmış Olan Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumlarının Değerlendirilmesi

Elde edilen restorasyonlardan, döküm grubundaki düz köprü restorasyonları $DD_{1-10}V_1$, kavisli köprü restorasyonları $DK_{1-10}V_1$; lazer sinterleme grubundaki düz köprü restorasyonları $LD_{1-10}V_1$, kavisli köprü restorasyonları $LK_{1-10}V_1$ ve zirkonya altyapı grubundaki düz köprü restorasyonları $ZD_{1-10}V_1$, kavisli köprü restorasyonları $ZK_{1-10}V_1$ olarak adlandırılmıştır.

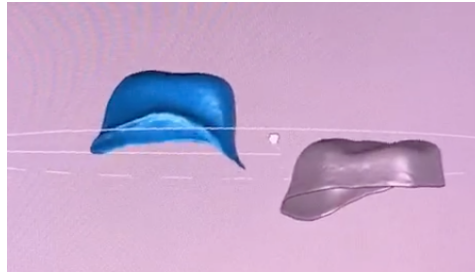
Venerlemesi tamamlanmış olan köprü restorasyonlarının marjinal ve internal aralıklarının ölçülebilmesi amacıyla, altyapılara uygulanmış olan siman aralığı ölçüm basamakları tekrarlanmıştır.

Tüm restorasyonlar için siman aralığını taklit eden silikon tabakası ile tarama işlemleri tamamlandıktan sonra; bu veriler ana modellerin ilk tarama verileri ile karşılaştırılmıştır. Altyapı örneklerinin aralık değerlendirmeleri yapılırken belirlenmiş ve kaydedilmiş olan mesiodistal ve bukkolingual kesitler; her bir dayanak için belirlenmiş olan ölçüm noktaları; marjinal ve internal aralık değerlerinin minimum ve maksimum limitleri değiştirilmemiştir. Her bir dayanak diş için, altyapı örnekleriyle aynı noktalardan olacak şekilde, iki ayrı kesitte önceden belirlenmiş ve kaydedilmiş olan on sekiz noktadan (Şekil 34-37) ölçüm yapılmıştır.

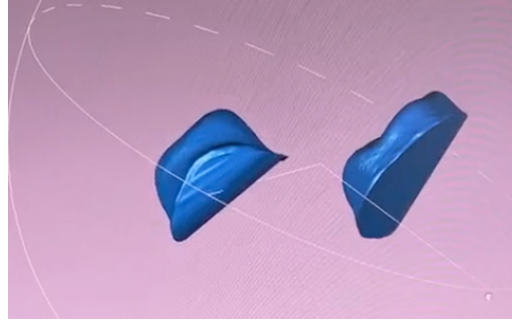
Ölçüm noktaları altyapı örnekleri ile aynı olacak şekilde numaralandırılmış ve toplamda 2160 noktadan yapılmış olan venerleme sonrası ölçümler kaydedilmiştir.

3.7. Siman Aralığının Hacim Ölçümlerinin Yapılması

Siman aralığının lineer ölçümleri tamamlandıktan sonra, siman hacminin ölçülebilmesi amacıyla, tersine mühendislik yazılımında (Geomagic Control X, 3D Systems, North Carolina, USA), iki ana modelin verileri üzerinden yalnızca dayanak dişlerin taranmış görüntüleri kalacak şekilde, dayanak basamaklarının altında kalan tüm kaide kesilmiştir (Şekil 3-48). Ardından aynı yazılım aracılığıyla dayanak dişlerin hacimlerinin ölçülebilmesi için kole bölgeleri kapatılmış ve içleri yazılımın bir aracı ile otomatik olarak doldurulmuştur (Şekil 3-49).



Şekil 3-48: Tüm kaide kesildikten sonra dayanak dişlerin görüntüsü



Şekil 3-49: Dayanak dişlerin kole yüzeylerinin kapatılması ve içlerinin doldurulması

Her iki ana modelin dayanak dişlerinin hacim ölçümleri yapıldıktan sonra; siman aralıklarının silikon tabakasıyla taklit edildiği tüm örnekler, sırayla yazılıma aktarılmıştır. Bilgisayar kontrolünde tüm örneklerin kaideleri ana modeller ile aynı düzlemlerden kesilmiş ve hacim ölçümleri yapılmıştır. Ardından her örnek için belirlenmiş olan hacim değerlerinden ana modelin hacmi çıkarılarak, siman aralığının hacmi belirlenmiştir.

3.8. Köprü Restorasyonlarının Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Düz ve kavisli örneklerin kırılma dayanımları değerlendirilirken, dört nokta eğme testi, universal test cihazı (AVK Budapest, Hungary) ile uygulanmıştır (Şekil 3-50) (Tablo 3-1).



Şekil 3-50: Çalışmada kullanılan universal test cihazının görüntüsü

Köprü restorasyonları teste tabi tutulmadan önce, cam iyonomer siman (Ketac, 3M ESPE, Almanya) ile üretici firmanın önerisi doğrultusunda 1 ölçek toz ve 2 damla likit oranlarında karıştırılmış (Şekil 3-51); ardından restorasyon ana model üzerine, gövdelerden parmak basıncı uygulanarak simante edilmiş (Şekil 3-52) ve simanın 3 dakida 30 saniyelik sertleşmesi tamamlandıktan sonra, artık siman sond yardımı ile uzaklaştırılmıştır.



Şekil 3-51: Cam iyonomer simanın karıştırılması



Şekil 3-52: Restorasyonun ana model üzerine parmak basıncı ile oturtulması

Metal ana modele simante edilmiş olan örnek, test ünitesine alınmıştır. Gövdelerin üzerinde venerleme aşamasında belirlenmiş olan alanlara denk gelecek şekilde, 4 mm çapındaki çelik küreler yerleştirilmiştir (Şekil 3-52). Universal test cihazının uygulama çenesi, çelik kürelere aynı anda temas edecek şekilde ve kuvvet uygulama hızı dakikada 0,5 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Testler uygulanırken düz köprü restorasyonları için, gövdelerin santral fossalarına dik gelecek şekilde ayarlanan kuvvetler; kavisli köprü restorasyonlarında in-vivo koşulların daha iyi taklit edilebilmesi amacıyla 45°lik düzleme yerleştirilen metal ana modellere dik olarak ayarlanmıştır. Dört nokta eğme testleri sonucunda, kırılma dayanımı değerleri Newton cinsinden kaydedilmiştir. Zirkonya altyapılı restorasyonlar için restorasyonların kırıldığı değerler kaydedilirken; metal

altyapılı restorasyonlar için, metal altyapının kırılmadığı durumlarda, numunelerin yüklenebildiği en yüksek değerler kaydedilmiştir. Her bir örnek için kırma işlemi tamamlandıktan sonra, metal ana model tamamen temizlenerek, bir diğer örnek simante edilmiştir. Tüm örneklerin kırılma dayanımları değerlendirilene kadar işlemler tekrar edilmiştir.



Şekil 3-53: Köprü restorasyonlarının universal test cihazındaki görüntüsü



Şekil 3-54: Köprü restorasyonlarının kırma işlemi sonrasındaki görüntüleri

3.9. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

İstatistiksel analizler için R versiyon 2.15.3 programı (R Core Team, 2013) kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken medyan, birinci çeyreklik ve üçüncü çeyreklik kullanılmıştır. Nicel verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ve grafiksel incelemeler ile değerlendirilmiştir. Normal dağılım göstermeyen değişkenlerin iki grup arası değerlendirmelerinde Mann-Whitney U test kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyen değişkenlerin ikiden fazla grup arası değerlendirmelerinde Kruskal-Wallis test, istatistiksel olarak anlamlılık gözlenmesi durumunda anlamlılığın

kaynağını belirlemek amacıyla Dunn-Bonferroni testi kullanılmıştır. Nicel değişkenler arası ilişki düzeyinin belirlenmesinde Pearson korelasyon katsayısı kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir.



4. BULGULAR

Sunulan bu çalışmada, gruplardan elde edilen lineer ve hacimsel uyumsuzluk değerleri ile kırılma değerlerinin ortalamaları istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirme aşamasında veneerlemenin uyumsuzluğa etkisi, köprü tasarımının uyumsuzluğa ve kırılma dayanımına etkisi, üretim şeklinin ve altyapı materyalinin uyumsuzluğa ve kırılma dayanımına etkisi parametreleri göz önünde bulundurulmuştur. Bu parametrelere ek olarak uyum ve kırılma dayanımı arasındaki korelasyon parametresi incelenmiştir.

4.1. Siman Hacmi Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

Tablo 4-1: Siman hacmi değerlerinin mm³ cinsinden ortalama değerleri

			SİMAN HACMİ DEĞERLERİNİN ORTALAMASI
DÖKÜM (D)	DÜZ KÖPRÜ RESTORASYONU (D)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	23230 mm ³
		VENEERLEME SONRASI (V1)	25347 mm ³
	KAVİSLİ KÖPRÜ RESTORASYONU (K)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	36802 mm ³
		VENEERLEME SONRASI (V1)	38622 mm ³
LAZER SİNERLEME (L)	DÜZ KÖPRÜ RESTORASYONU (D)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	28053 mm ³
		VENEERLEME SONRASI (V1)	31238 mm ³
	KAVİSLİ KÖPRÜ RESTORASYONU (K)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	27591 mm ³
		VENEERLEME SONRASI (V1)	31167 mm ³
ZİRKONYA (Z)	DÜZ KÖPRÜ RESTORASYONU (D)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	32860 mm ³
		VENEERLEME SONRASI (V1)	34138 mm ³
	KAVİSLİ KÖPRÜ RESTORASYONU (K)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	24236 mm ³
		VENEERLEME SONRASI (V1)	27279 mm ³

Tablo 4-2: Siman hacmine ait karşılaştırmalar

Üretim şekli	Köprü tasarımı	Grup	Venerleme öncesi (V ₀)	Venerleme sonrası (V ₁)	^a p (V ₀ / V ₁)
			Medyan (Q1, Q3)	Medyan (Q1, Q3)	
Patern mum + Döküm	Düz	D _{D1-10}	22679 (21705, 25592) mm ³	24156.5 (23630, 27073) mm ³	0.005**
	Kavisli	D _{K1-10}	35933.5 (35487, 39069) mm ³	39392 (36596, 40365) mm ³	0.007**
	^b p (D _{D1-10} / D _{K1-10})		< 0.001**	< 0.001**	
Lazer sinterleme	Düz	L _{D1-10}	26907.5 (26116, 31809) mm ³	30974.5 (29024, 33938) mm ³	0.005**
	Kavisli	L _{K1-10}	27480 (26727, 28631) mm ³	31320 (30175, 32416) mm ³	0.005**
	^b p (L _{D1-10} / L _{K1-10})		0.705	0.880	
Zirkonya	Düz	Z _{D1-10}	33411 (32714, 34297) mm ³	34385.5 (33025, 35917) mm ³	0.022*
	Kavisli	Z _{K1-10}	24375 (23466, 25521) mm ³	27154 (26445, 27778) mm ³	0.005**
	^b p (Z _{D1-10} / Z _{K1-10})		< 0.001**	< 0.001**	
Üretim şekli kıyaslamaları					
^c p (D _{D1-10} / L _{D1-10} / Z _{D1-10})			< 0.001**	< 0.001**	
p (D _{D1-10} / L _{D1-10})			0.058	0.033*	
p (D _{D1-10} / Z _{D1-10})			< 0.001**	< 0.001**	
p (L _{D1-10} / Z _{D1-10})			0.058	0.266	
^c p (D _{K1-10} / L _{K1-10} / Z _{K1-10})			< 0.001**	< 0.001**	
p (D _{K1-10} / L _{K1-10})			0.033**	0.031*	
p (D _{K1-10} / Z _{K1-10})			< 0.001**	< 0.001**	
p (L _{K1-10} / Z _{K1-10})			0.033**	0.038*	

Sonuçlar medyan (birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik) şeklinde sunulmuştur.

^aWilcoxon signed-ranks test

^bMann-Whitney U test

^cKruskal-Wallis test

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

4.1.1. Venerlemenin Siman Hacmi Üzerindeki Etkisine Dair Bulgular

Döküm grubunda, düz köprü tasarımına sahip örneklerde (D_{D1-10}) venerleme sonrası siman hacmi değerlerinin venerleme öncesi değerlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p=0.005$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-1, 4-2, 4-4).

Döküm grubunda, kavisli köprü tasarımına sahip örneklerde (D_{K1-10}) venerleme sonrası siman hacmi değerlerinin venerleme öncesi değerlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p=0.007$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-1, 4-2, 4-4).

Lazer sinterleme grubunda, düz köprü tasarımına sahip örneklerde (L_{D1-10}) venerleme sonrası siman hacmi değerlerinin venerleme öncesi değerlerden istatistiksel

olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p=0.005$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-1, 4-2, 4-4).

Lazer sinterleme grubunda, kavisli köprü tasarımına sahip örneklerde (L_{K1-10}) venerleme sonrası siman hacmi değerlerinin venerleme öncesi değerlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p=0.005$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-1, 4-2, 4-4).

Zirkonya grubunda, düz köprü tasarımına sahip örneklerde (Z_{D1-10}) venerleme sonrası siman hacmi değerlerinin venerleme öncesi değerlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p=0.022$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-1, 4-2, 4-4).

Zirkonya grubunda, kavisli köprü tasarımına sahip örneklerde (Z_{K1-10}) venerleme sonrası siman hacmi değerlerinin venerleme öncesi değerlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p=0.005$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-1, 4-2, 4-4).

4.1.2. Düz ve Kavisli Köprü Tasarımlarının Siman Hacmi Üzerindeki Etkisine Dair Bulgular

$D_{K1-10}V_0$ grubunun siman hacmi değerlerinin, $D_{D1-10}V_0$ grubunun değerlerinden daha büyük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). $D_{K1-10}V_1$ grubunun siman hacmi değerlerinin, $D_{D1-10}V_1$ grubunun değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-1, 4-2, 4-3, 4-4).

$L_{D1-10}V_0$ ile $L_{K1-10}V_0$ grupları ve $L_{D1-10}V_1$ ile $L_{K1-10}V_1$ grupları arasında siman hacmi değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (Tablo 4-2) (Şekil 4-1, 4-2, 4-3, 4-4).

$Z_{K1-10}V_0$ grubunun siman hacmi değerlerinin, $Z_{D1-10}V_0$ grubundan daha küçük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). $Z_{K1-10}V_1$ grubunun siman hacmi değerlerinin $Z_{D1-10}V_1$ grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-1, 4-2, 4-3, 4-4).

4.1.3. Farklı Üretim Yöntemlerinin ve Altyapı Materyallerinin Siman Hacmi Üzerindeki Etkisine Dair Bulgular

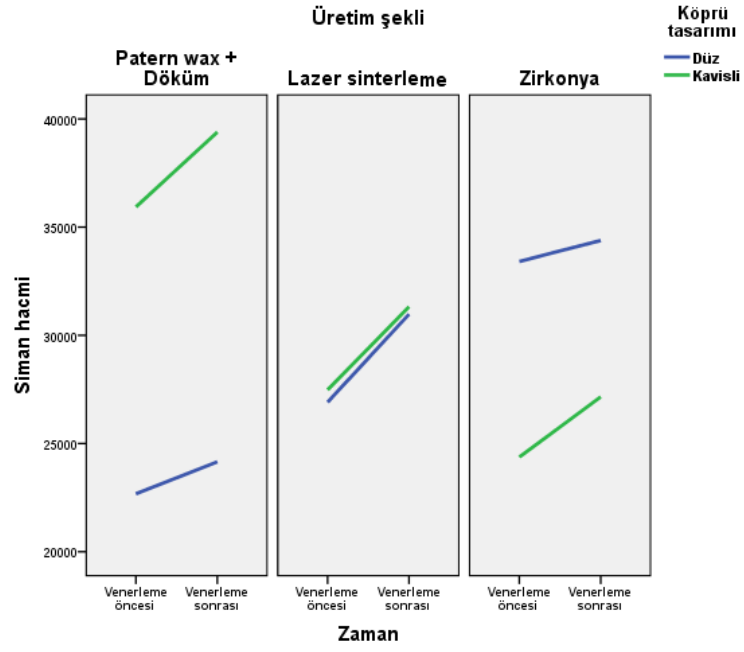
Köprü tasarımı düz olanlarda, üretim şekline göre venerleme öncesi siman hacmi değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $D_{D1-10}V_0$ grubunun değerlerinin, $Z_{D1-10}V_0$ grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha

düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Diğer köprü tasarımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-2).

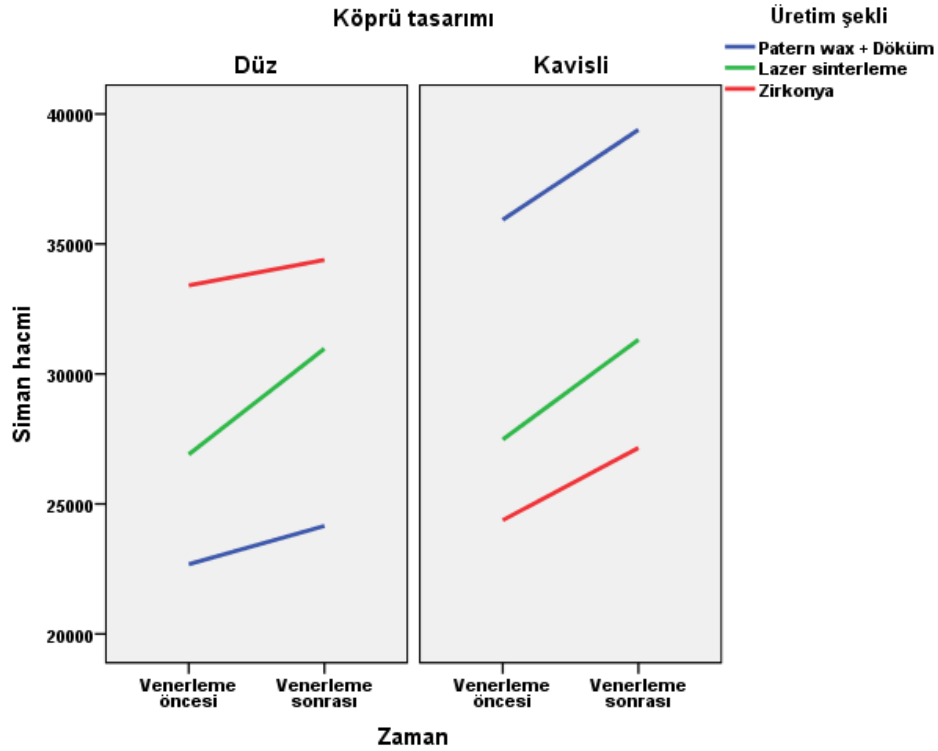
Köprü tasarımı düz olanlarda, üretim şekline göre venerleme sonrası siman hacmi değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $D_{D1-10}V_1$ grubunun değerlerinin, $L_{D1-10}V_1$ ve $Z_{D1-10}V_1$ gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p=0.033$, $p<0.001$). $L_{D1-10}V_1$ ve $Z_{D1-10}V_1$ grupları arasında ise siman hacmi değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-2).

Köprü tasarımı kavisli olanlarda, üretim şekline göre venerleme öncesi siman hacmi değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $D_{K1-10}V_0$ grubunun değerlerinin, $L_{K1-10}V_0$ ve $Z_{K1-10}V_0$ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p=0.033$, $p<0.001$). $L_{K1-10}V_0$ grubunun değerlerinin de, $Z_{K1-10}V_0$ grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p=0.033$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-2).

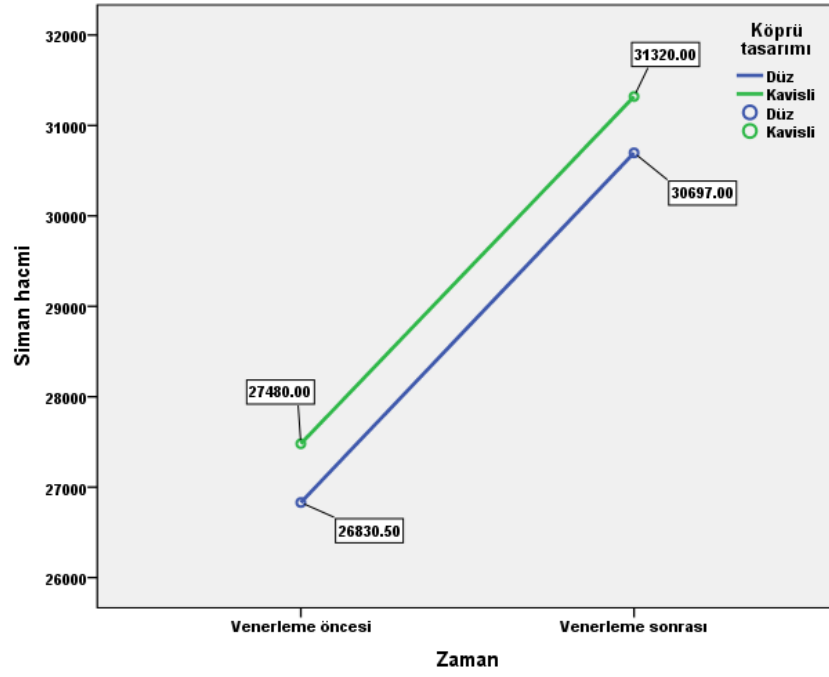
Köprü tasarımı kavisli olanlarda, üretim şekline göre venerleme sonrası siman hacmi değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $D_{K1-10}V_1$ grubunun değerlerinin, $L_{K1-10}V_1$ ve $Z_{K1-10}V_1$ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p=0.031$, $p<0.001$). $L_{K1-10}V_1$ grubunun değerlerinin de, $Z_{K1-10}V_1$ grubunun değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p=0.038$) (Tablo 4-2) (Şekil 4-2).



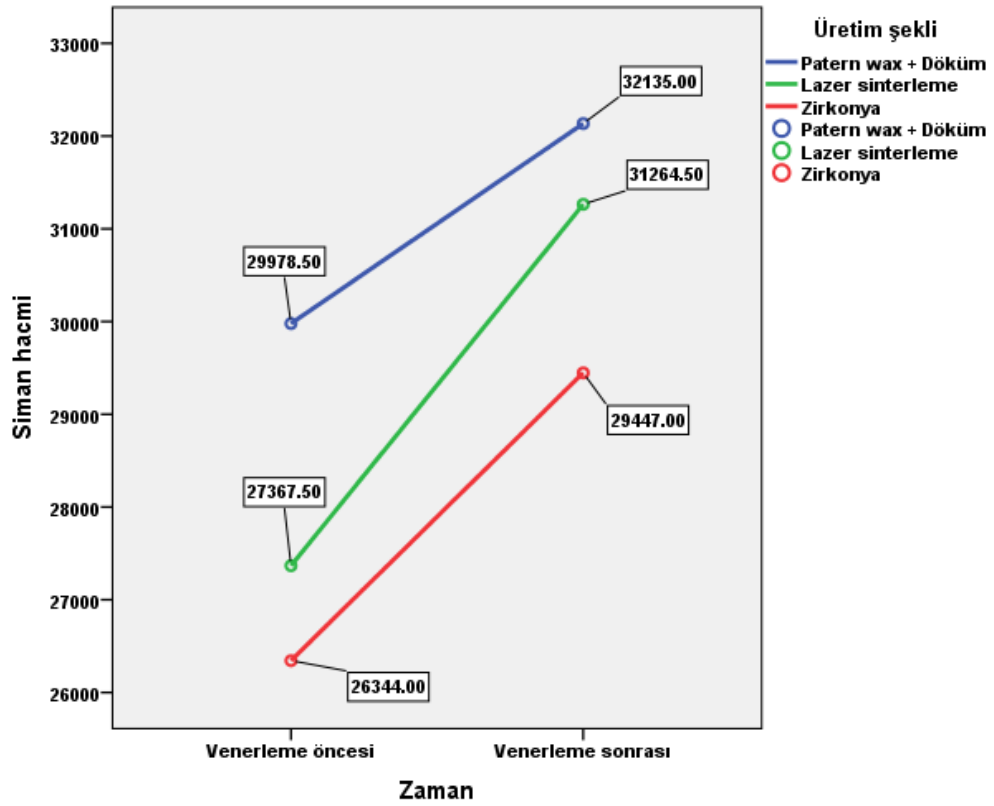
Şekil 4-1: Farklı köprü tasarımlarının, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre venerleme öncesi ve sonrasındaki siman hacmi değerleri



Şekil 4-2: Farklı üretim şekli ve altyapı materyallerinin, köprü tasarımına göre venerleme öncesi ve sonrasındaki siman hacmi değerleri



Şekil 4-3: Farklı köprü tasarımlarının venerleme öncesi ve sonrası siman hacmi değerleri



Şekil 4-4: Farklı üretim şekli ve altyapı materyallerinin venerleme öncesi ve sonrası siman hacmi değerleri

4.2. Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

Tablo 4-3: Düz köprü restorasyonunun mm cinsinden ortalama lineer aralık değerleri

		MARJİNAL	AKSİYAL	OKLÜZAL	ORTALAMA LİNEER ARALIK DEĞERLERİ
DÖKÜM (D)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	0,041 mm	0,084 mm	0,148 mm	0,091 mm
	VENNERLEME SONRASI (V1)	0,048 mm	0,083 mm	0,153 mm	0,094 mm
LAZER SİNERLEME (L)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	0,042 mm	0,077 mm	0,193 mm	0,104 mm
	VENEERLEME SONRASI (V1)	0,052 mm	0,083 mm	0,186 mm	0,107 mm
ZİRKONYA (Z)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	0,044 mm	0,088 mm	0,221 mm	0,117 mm
	VENEERLEME SONRASI (V1)	0,05 mm	0,088 mm	0,219 mm	0,119 mm

Tablo 4-4: Kavisli köprü restorasyonunun mm cinsinden ortalama lineer aralık değerleri

		MARJİNAL	AKSİYAL	OKLÜZAL	ORTALAMA LİNEER ARALIK DEĞERLERİ
DÖKÜM (D)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	0,061 mm	0,108 mm	0,21 mm	0,126 mm
	VENEERLEME SONRASI (V1)	0,066 mm	0,115 mm	0,243 mm	0,141 mm
LAZER SİNERLEME (L)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	0,051 mm	0,09 mm	0,199 mm	0,113 mm
	VENEERLEME SONRASI (V1)	0,054 mm	0,094 mm	0,199 mm	0,115 mm
ZİRKONYA (Z)	VENEERLEME ÖNCESİ (V0)	0,054 mm	0,084 mm	0,162 mm	0,1 mm
	VENEERLEME SONRASI (V1)	0,059 mm	0,088 mm	0,179 mm	0,108 mm

4.2.1. Düz Köprü Tasarımında Lineer Aralık Değerlerinin Marjinal, Aksiyal ve Oklüzal Yüzeylere Göre Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

$D_{D1-10}V_0$ grubunda, yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p<0.001$, $p<0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-5) (Şekil 4-5).

$D_{D1-10}V_1$ grubunda, yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve

oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p<0.001$, $p<0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-5) (Şekil 4-5).

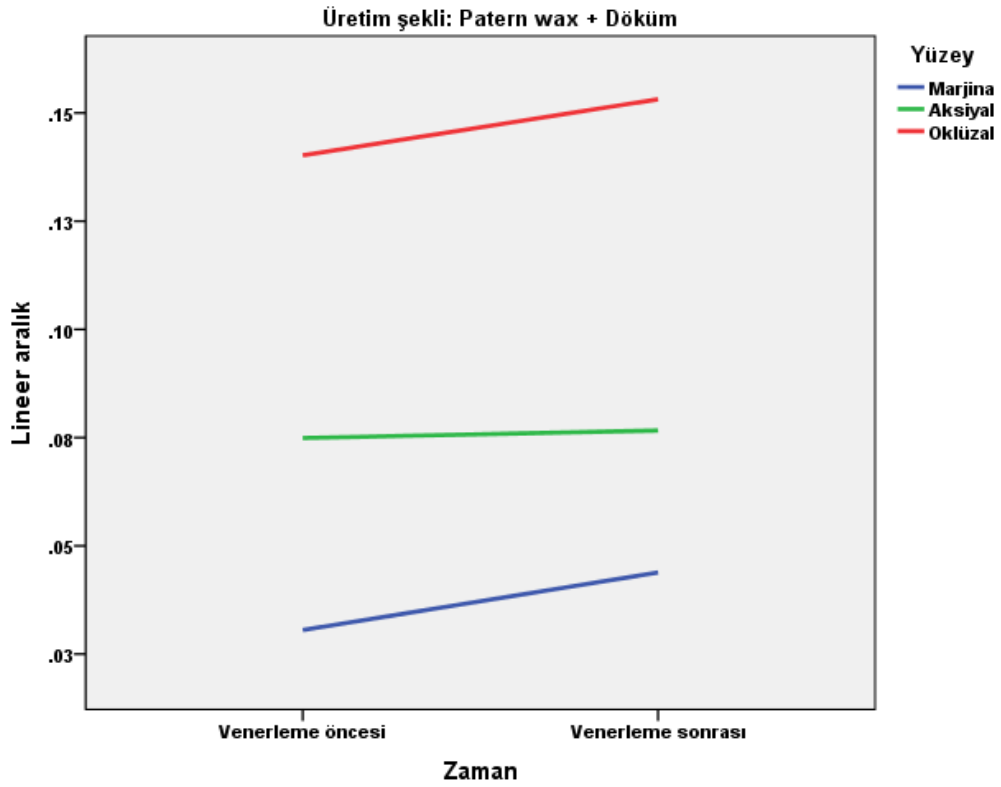
Tablo 4-5: Düz köprü tasarımında, yüzeylere göre lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması

Üretim şekli	Yüzey	Venerleme öncesi (V_0)	Venerleme sonrası (V_1)
		Medyan (Q1, Q3)	Medyan (Q1, Q3)
Patern mum + Döküm (D_D)	Marjinal (M)	0.03 (0.03, 0.06) mm	0.04 (0.03, 0.06) mm
	Aksiyal (A)	0.07 (0.04, 0.11) mm	0.08 (0.05, 0.1) mm
	Oklüzal (O)	0.14 (0.11, 0.18) mm	0.15 (0.12, 0.19) mm
	$^c p$ (M / A / O)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
	p (M / A)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
	p (M / O)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
	p (A / O)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
Lazer sinterleme (L_D)	Marjinal (M)	0.03 (0.03, 0.05) mm	0.04 (0.03, 0.05) mm
	Aksiyal (A)	0.08 (0.04, 0.11) mm	0.07 (0.05, 0.11) mm
	Oklüzal (O)	0.21 (0.15, 0.25) mm	0.19 (0.16, 0.23) mm
	$^c p$ (M / A / O)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
	p (M / A)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
	p (M / O)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
	p (A / O)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
Zirkonya (Z_D)	Marjinal (M)	0.04 (0.03, 0.05) mm	0.04 (0.03, 0.06) mm
	Aksiyal (A)	0.09 (0.05, 0.12) mm	0.09 (0.05, 0.12) mm
	Oklüzal (O)	0.22 (0.18, 0.26) mm	0.22 (0.19, 0.25) mm
	$^c p$ (M / A / O)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
	p (M / A)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
	p (M / O)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$
	p (A / O)	$<0.001^{**}$	$<0.001^{**}$

Sonuçlar medyan (birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik) şeklinde sunulmuştur.

c Kruskal-Wallis test

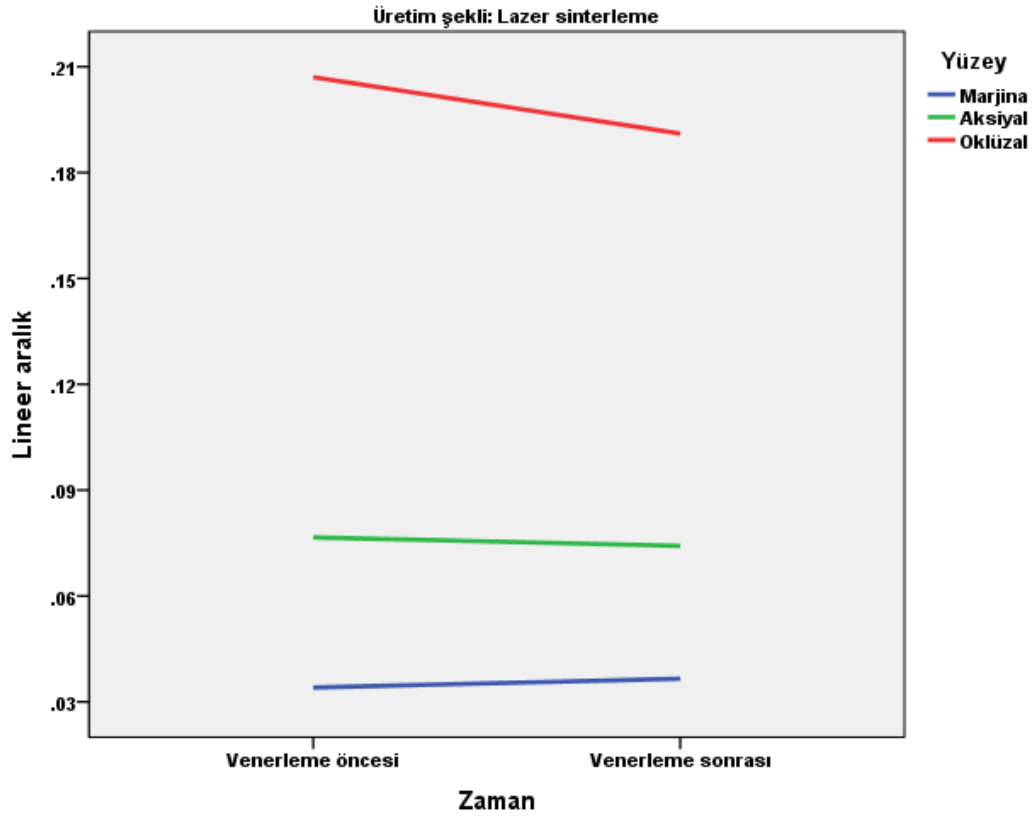
$^{**}p<0.01$



Şekil 4-5: Döküm grubunun düz köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri

$LD_{1-10}V_0$ grubunda, yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p < 0.001$, $p < 0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$) (Tablo 4-5) (Şekil 4-6).

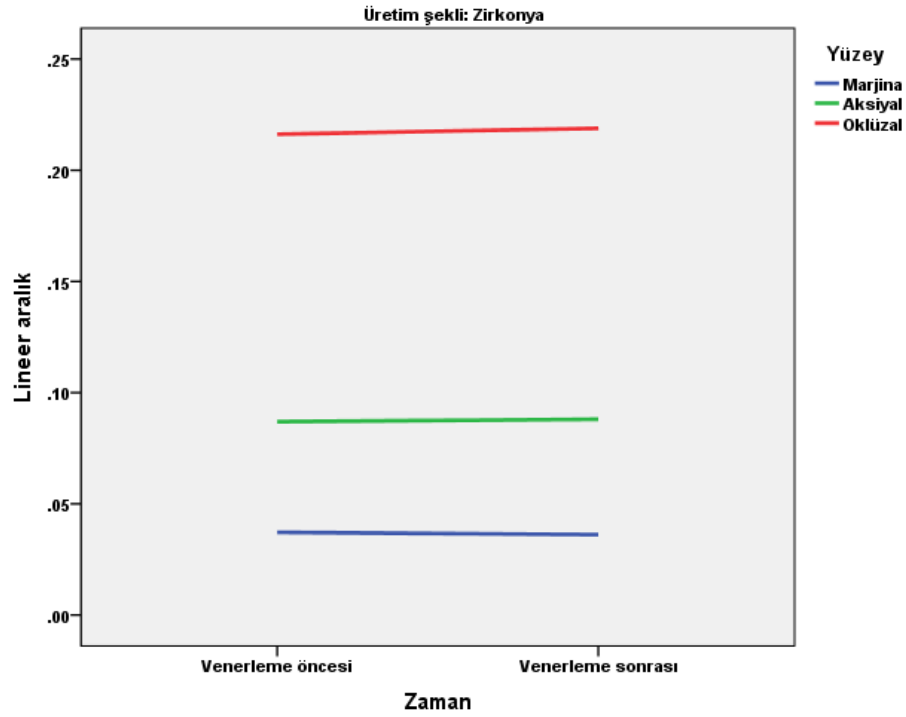
$LD_{1-10}V_0$ grubuna, yüzeye göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p < 0.001$, $p < 0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$) (Tablo 4-5) (Şekil 4-6).



Şekil 4-6: Lazer sinterleme grubunun düz köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri

$Z_{D1-10}V_0$ grubunda, yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p<0.001$, $p<0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-5) (Şekil 4-7).

$Z_{D1-10}V_1$ grubunda, yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p<0.001$, $p<0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-5) (Şekil 4-7).



Şekil 4-7: Zirkonya grubunun düz köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri

4.2.2. Kavisli Köprü Tasarımında Lineer Aralık Değerlerinin Marjinal, Aksiyal ve Oklüzal Yüzeylere Göre Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

$DK_{1-10}V_0$ grubunda yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p < 0.001$, $p < 0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$) (Tablo 4-6) (Şekil 4-8).

$DK_{1-10}V_1$ grubunda, yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p < 0.001$, $p < 0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$) (Tablo 4-6) (Şekil 4-8).

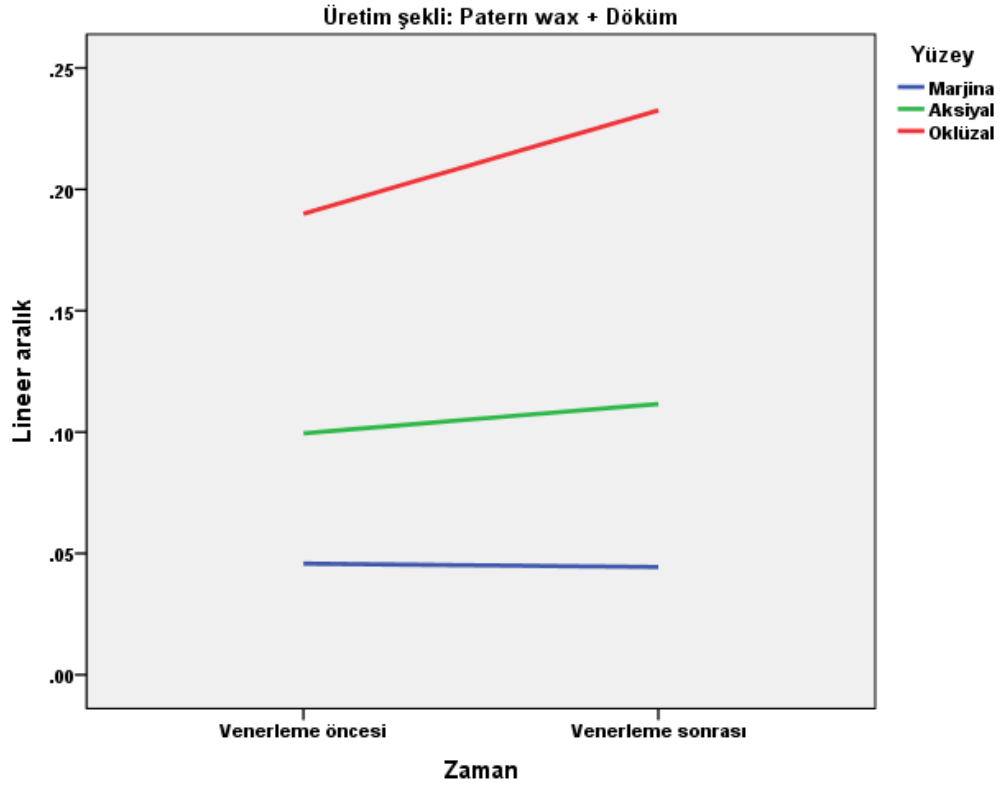
Tablo 4-6: Kavisli köprü tasarımında, yüzeylere göre lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması

Üretim şekli	Yüzey	Venerleme öncesi (V ₀)	Venerleme sonrası (V ₁)
		Medyan (Q1, Q3)	Medyan (Q1, Q3)
Patern mum + Döküm (D _k)	Marjinal (M)	0.05 (0.03, 0.08) mm	0.04 (0.03, 0.09) mm
	Aksiyal (A)	0.10 (0.05, 0.14) mm	0.11 (0.06, 0.16) mm
	Oklüzal (O)	0.19 (0.13, 0.26) mm	0.23 (0.16, 0.31) mm
	^c p (M / A / O)	<0.001**	<0.001**
	p (M / A)	<0.001**	<0.001**
	p (M / O)	<0.001**	<0.001**
	p (A / O)	<0.001**	<0.001**
Lazer sinterleme (L _k)	Marjinal (M)	0.04 (0.03, 0.07) mm	0.04 (0.03, 0.07) mm
	Aksiyal (A)	0.08 (0.06, 0.1) mm	0.08 (0.06, 0.11) mm
	Oklüzal (O)	0.20 (0.16, 0.23) mm	0.21 (0.17, 0.24) mm
	^c p (M / A / O)	<0.001**	<0.001**
	p (M / A)	<0.001**	<0.001**
	p (M / O)	<0.001**	<0.001**
	p (A / O)	<0.001**	<0.001**
Zirkonya (Z _k)	Marjinal (M)	0.05 (0.03, 0.07) mm	0.04 (0.03, 0.09) mm
	Aksiyal (A)	0.08 (0.06, 0.1) mm	0.08 (0.05, 0.12) mm
	Oklüzal (O)	0.17 (0.14, 0.2) mm	0.19 (0.15, 0.21) mm
	^c p (M / A / O)	<0.001**	<0.001**
	p (M / A)	<0.001**	<0.001**
	p (M / O)	<0.001**	<0.001**
	p (A / O)	<0.001**	<0.001**

Sonuçlar medyan (birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik) şeklinde sunulmuştur.

^cKruskal-Wallis test

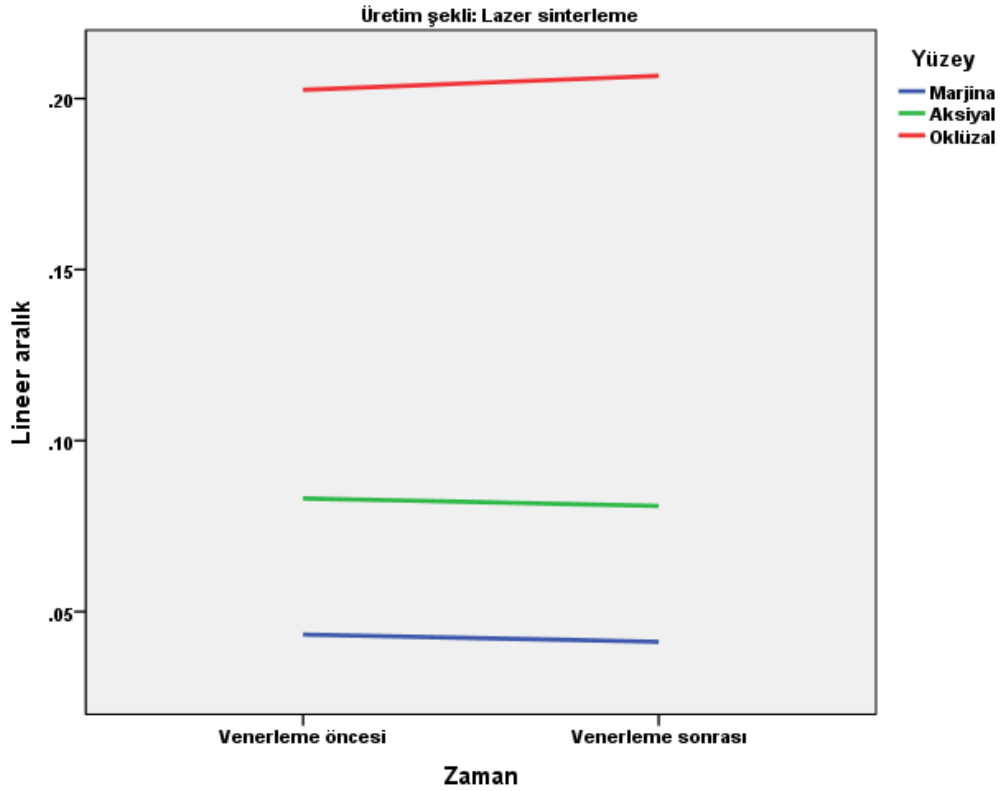
**p<0.01



Şekil 4-8: Döküm grubunun kavisli köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri

$L_{K1-10}V_0$ grubunda, yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p<0.001$, $p<0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-6) (Şekil 4-9).

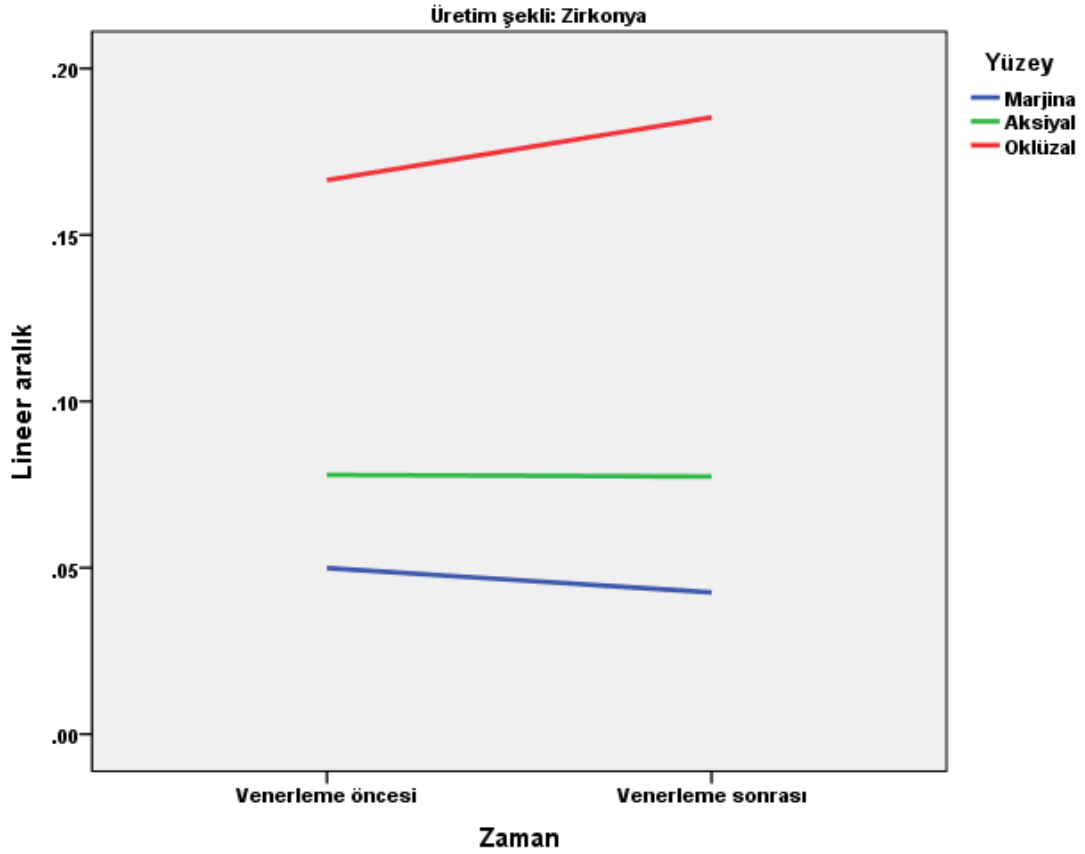
$L_{K1-10}V_1$ grubunda, yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p<0.001$, $p<0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-6) (Şekil 4-9).



Şekil 4-9: Lazer sinterleme grubunun kavisli köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri

$Z_{K1-10}V_0$ grubunda, yüzeylere göre venerleme öncesi lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p<0.001$, $p<0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-6) (Şekil 4-10).

$Z_{K1-10}V_1$ grubunda, yüzeylere göre lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, marjinal yüzey değerlerinin, aksiyal ve oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p<0.001$, $p<0.001$). Aksiyal yüzey değerlerinin de oklüzal yüzey değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-6) (Şekil 4-10).



Şekil 4-10: Zirkonya grubunun kavisli köprü tasarımında marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aralık değerleri

4.2.3. Farklı Yüzeylerin Düz Köprü Tasarımında Üretim Şekli ve Altyapı Materyallerine Göre Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

Marjinal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme öncesi lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7) (Şekil 4-11).

Marjinal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme sonrası lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7) (Şekil 4-11).

Tablo 4-7: Farklı yüzeylerin düz köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre lineer aralık ölçümlerinin karşılaştırılması

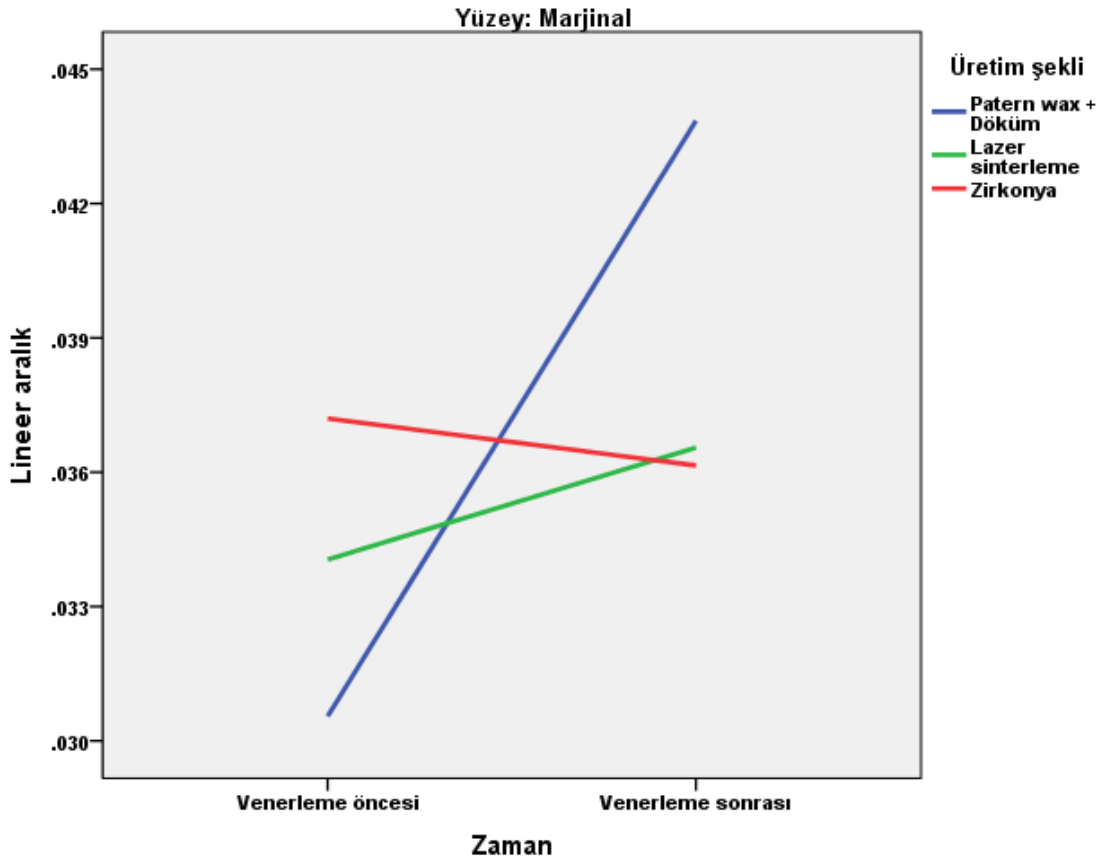
Yüzey	Üretim şekli	Venerleme öncesi (V ₀)	Venerleme sonrası (V ₁)
		Medyan (Q1, Q3)	Medyan (Q1, Q3)
Marjinal (M)	Patern mum + Döküm (D)	0.03 (0.03, 0.06) mm	0.04 (0.03, 0.06) mm
	Lazer sinterleme (L)	0.03 (0.03, 0.05) mm	0.04 (0.03, 0.05) mm
	Zirkonya (Z)	0.04 (0.03, 0.05) mm	0.04 (0.03, 0.06) mm
	^c p (D / L / Z)	0.295	0.577
	p (D / L)	-	-
	p (D / Z)	-	-
	p (L / Z)	-	-
Aksiyal (A)	Patern mum + Döküm (D)	0.07 (0.04, 0.11) mm	0.08 (0.05, 0.1) mm
	Lazer sinterleme (L)	0.08 (0.04, 0.11) mm	0.07 (0.05, 0.11) mm
	Zirkonya (Z)	0.09 (0.05, 0.12) mm	0.09 (0.05, 0.12) mm
	^c p (D / L / Z)	0.173	0.370
	p (D / L)	-	-
	p (D / Z)	-	-
	p (L / Z)	-	-
Oklüzal (O)	Patern mum + Döküm (D)	0.14 (0.11, 0.18) mm	0.15 (0.12, 0.19) mm
	Lazer sinterleme (L)	0.21 (0.15, 0.25) mm	0.19 (0.16, 0.23) mm
	Zirkonya (Z)	0.22 (0.18, 0.26) mm	0.22 (0.19, 0.25) mm
	^c p (D / L / Z)	<0.001**	<0.001**
	p (D / L)	<0.001**	<0.001**
	p (D / Z)	<0.001**	<0.001**
	p (L / Z)	0.040*	<0.001**

Sonuçlar medyan (birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik) şeklinde sunulmuştur.

^cKruskal-Wallis test

*p<0.05

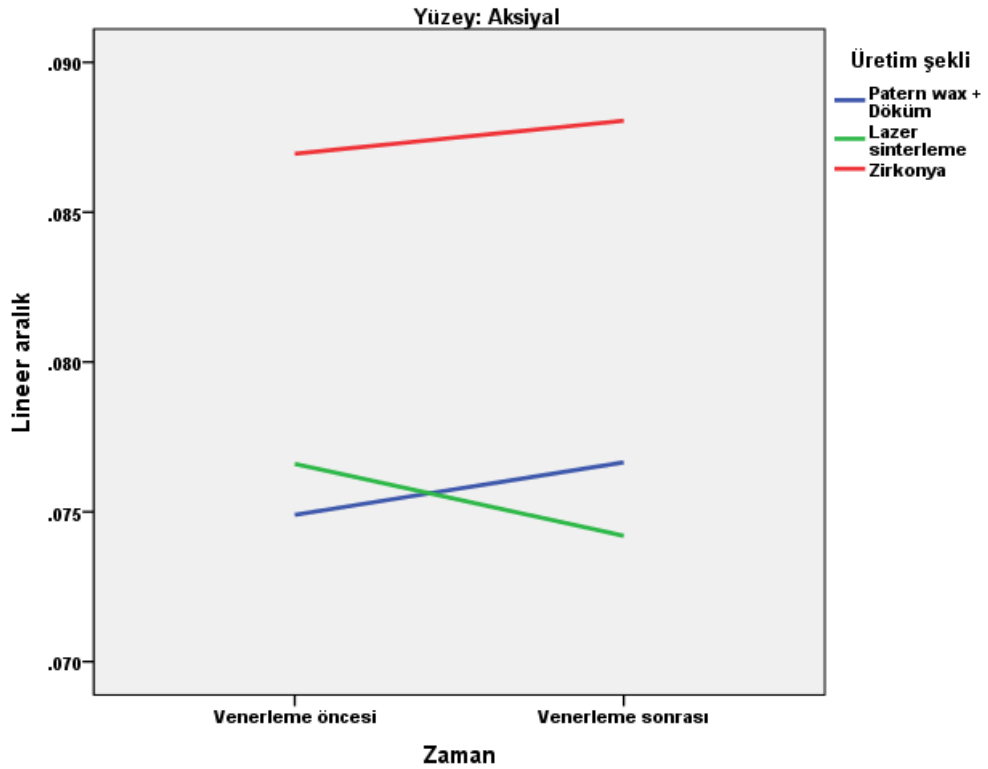
**p<0.01



Şekil 4-11: Düz köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer marjinal yüzey aralık değerleri

Aksiyal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme öncesi lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7) (Şekil 4-12).

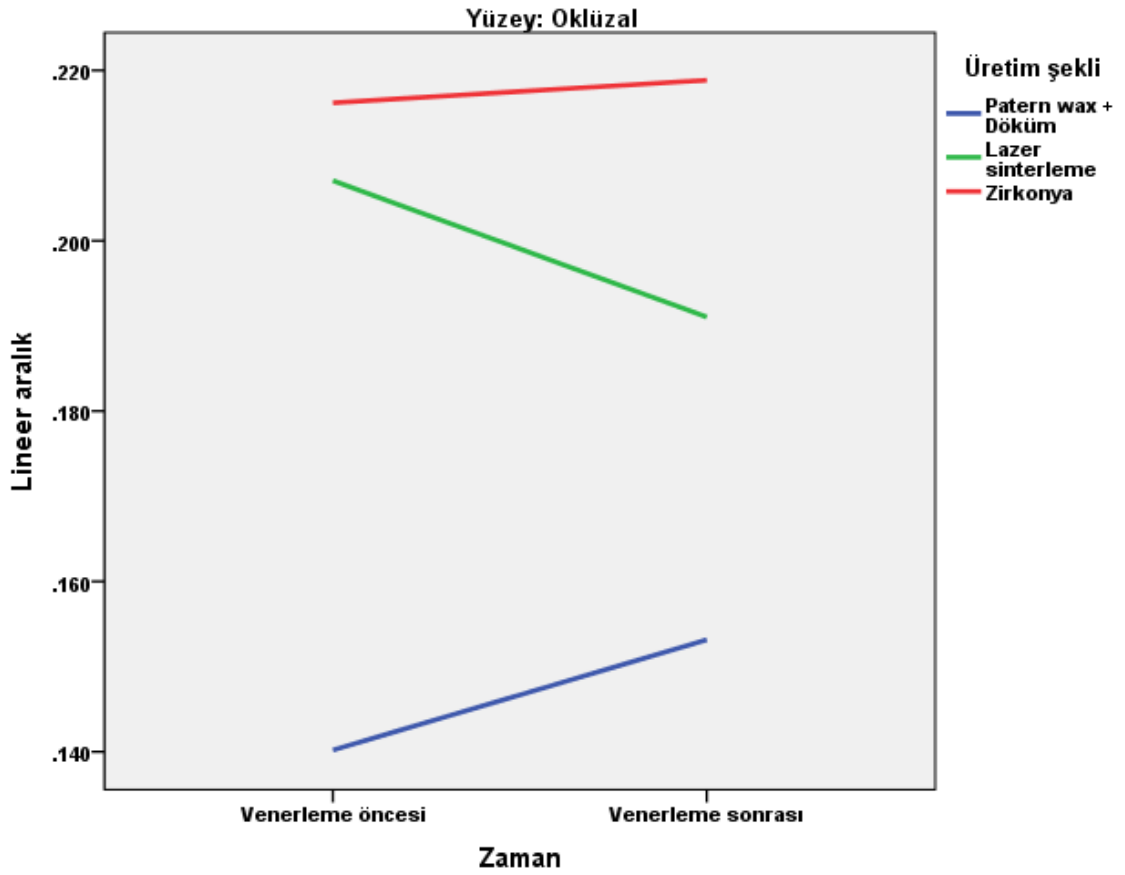
Aksiyal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme sonrası lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-7) (Şekil 4-12).



Şekil 4-12: Düz köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aksiyal yüzey aralık değerleri

Oklüzal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme öncesi lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $D_{D1-10}V_0$ grubunun değerlerinin, $L_{D1-10}V_0$ ve $Z_{D1-10}V_0$ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p < 0.001$, $p < 0.001$). $L_{D1-10}V_0$ grubunun değerlerinin, $Z_{D1-10}V_0$ grubunun değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p = 0.040$) (Tablo 4-7) (Şekil 4-13).

Oklüzal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme sonrası lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $D_{D1-10}V_1$ grubunun değerlerinin, $L_{D1-10}V_1$ ve $Z_{D1-10}V_1$ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p < 0.001$, $p < 0.001$). $L_{D1-10}V_1$ grubunun değerlerinin, $Z_{D1-10}V_1$ grubunun değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$) (Tablo 4-7) (Şekil 4-13).



Şekil 4-13: Düz köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer oklüzal yüzey aralık değerleri

4.2.4. Farklı Yüzeylerin Kavisli Köprü Tasarımında Üretim Şekli ve Altyapı Materyallerine Göre Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

Marjinal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme öncesi lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-8) (Şekil 4-14).

Marjinal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme sonrası lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-8) (Şekil 4-14).

Tablo 4-8: Farklı yüzeylerin kavisli köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre lineer aralık ölçümlerinin karşılaştırılması

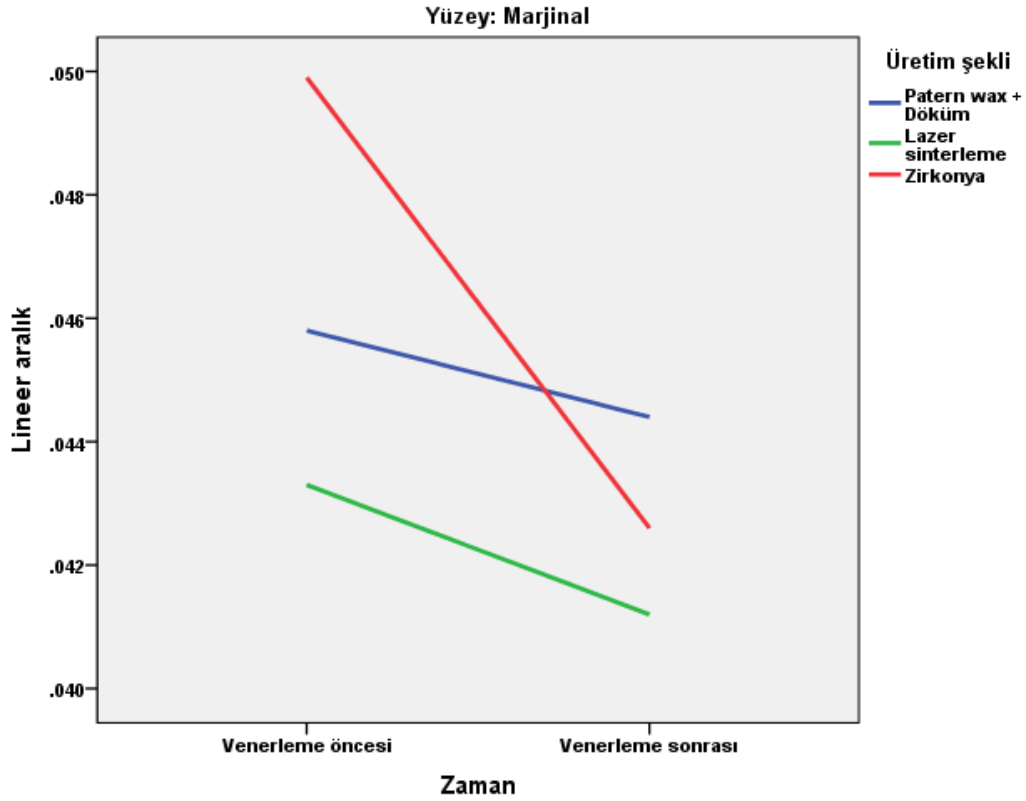
Yüzey	Üretim şekli	Venerleme öncesi (V ₀)	Venerleme sonrası (V ₁)
		Medyan (Q1, Q3)	Medyan (Q1, Q3)
Marjinal (M)	Patern mum + Döküm (D)	0.05 (0.03, 0.08) mm	0.04 (0.03, 0.09) mm
	Lazer sinterleme (L)	0.04 (0.03, 0.07) mm	0.04 (0.03, 0.07) mm
	Zirkonya (Z)	0.05 (0.03, 0.07) mm	0.04 (0.03, 0.09) mm
	^c p (D / L / Z)	0.405	0.889
	p (D / L)	-	-
	p (D / Z)	-	-
	p (L / Z)	-	-
Aksiyal (A)	Patern mum + Döküm (D)	0.10 (0.05, 0.14) mm	0.11 (0.06, 0.16) mm
	Lazer sinterleme (L)	0.08 (0.06, 0.1) mm	0.08 (0.06, 0.11) mm
	Zirkonya (Z)	0.08 (0.06, 0.1) mm	0.08 (0.05, 0.12) mm
	^c p (D / L / Z)	0.005**	<0.001**
	p (D / L)	0.043*	0.002**
	p (D / Z)	0.006**	0.001**
	p (L / Z)	0.999	0.999
Oklüzal (O)	Patern mum + Döküm (D)	0.19 (0.13, 0.26) mm	0.23 (0.16, 0.31) mm
	Lazer sinterleme (L)	0.20 (0.16, 0.23) mm	0.21 (0.17, 0.24) mm
	Zirkonya (Z)	0.17 (0.14, 0.2) mm	0.19 (0.15, 0.21) mm
	^c p (D / L / Z)	<0.001**	<0.001**
	p (D / L)	0.828	0.410
	p (D / Z)	0.002**	<0.001**
	p (L / Z)	<0.001**	0.003**

Sonuçlar medyan (birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik) şeklinde sunulmuştur.

^cKruskal-Wallis test

*p<0.05

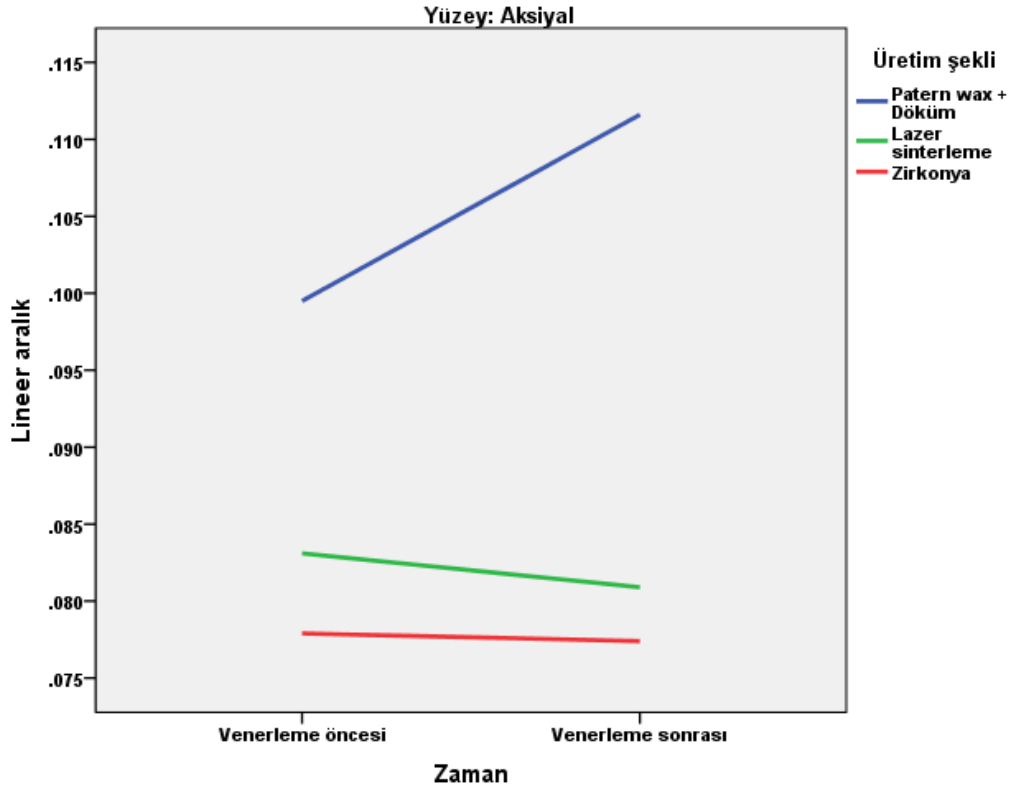
**p<0.01



Şekil 4-14: Kavisli köprü tasarımı, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer marjinal yüzey aralık değerleri

Aksiyaal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme öncesi lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p=0.005$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $D_{K1-10}V_0$ grubu değerlerinin, $L_{K1-10}V_0$ ve $Z_{K1-10}V_0$ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p=0.043$, $p=0.006$). $L_{K1-10}V_0$ ile $Z_{K1-10}V_0$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-8) (Şekil 4-15).

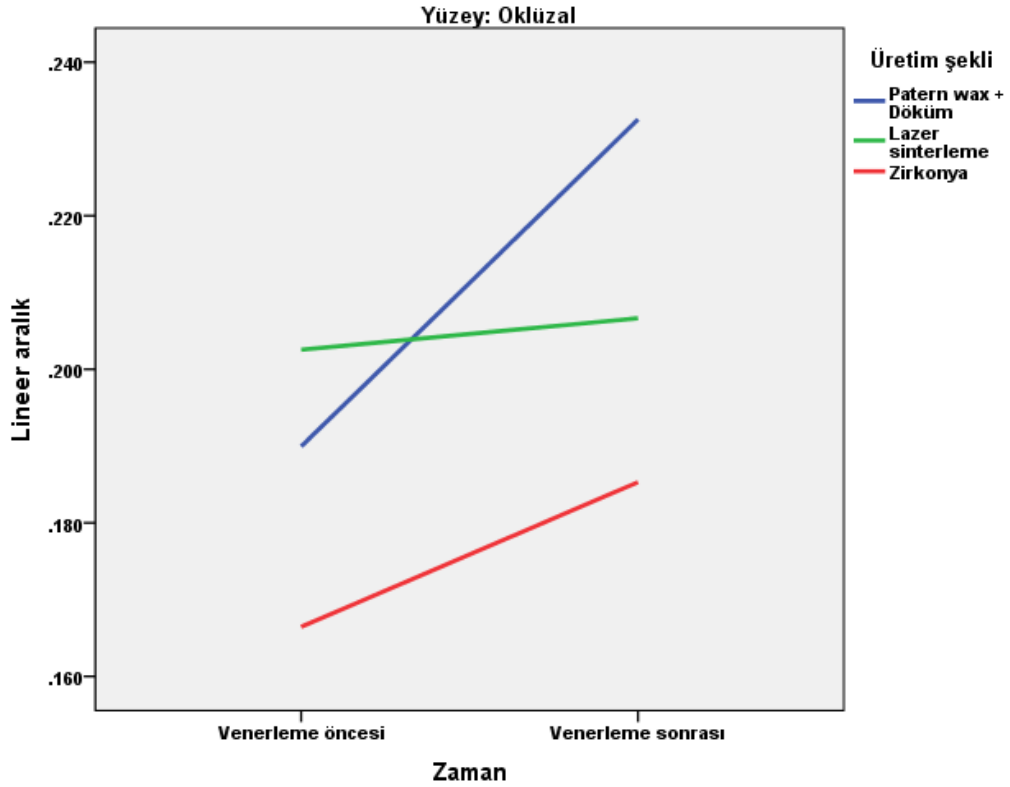
Aksiyaal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme sonrası lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p<0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $D_{K1-10}V_1$ grubu değerlerinin, $L_{K1-10}V_1$ ve $Z_{K1-10}V_1$ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p=0.002$, $p=0.001$). $L_{K1-10}V_1$ ile $Z_{K1-10}V_1$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-8) (Şekil 4-15).



Şekil 4-15: Kavisli köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer aksiyal yüzey aralık değerleri

Oklüzal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme öncesi lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $Z_{K1-10}V_0$ grubu değerlerinin, $D_{K1-10}V_0$ ve $L_{K1-10}V_0$ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p = 0.002$, $p < 0.001$). $D_{K1-10}V_0$ ve $L_{K1-10}V_0$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4-8) (Şekil 4-16).

Oklüzal yüzeylerde, üretim şekline göre venerleme sonrası lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, $Z_{K1-10}V_1$ grubu değerlerinin, $D_{K1-10}V_1$ ve $L_{K1-10}V_1$ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, $p < 0.001$, $p = 0.003$). $D_{K1-10}V_0$ ile $L_{K1-10}V_0$ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4-8) (Şekil 4-16).



Şekil 4-16: Kavisli köprü tasarımında, üretim şekli ve altyapı materyallerine göre, venerleme öncesi ve sonrasındaki lineer oklüzal yüzey aralık değerleri

4.2.5. Düz Köprü Tasarımındaki Molar ve Premolar Dayanakların Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

Tablo 4-9: Düz köprü tasarımında, molar ve premolar dayanakları arasında venerleme öncesi lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması

Üretim şekli	Molar (1-18)	Premolar (19-36)	^b p
	Medyan (Q1, Q3)	Medyan (Q1, Q3)	
Patern mum + Döküm (D)	0.09 (0.05, 0.14) mm	0.08 (0.04, 0.14) mm	0.627
Lazer sinterleme (L)	0.07 (0.04, 0.13) mm	0.1 (0.04, 0.21) mm	<0.001**
Zirkonya (Z)	0.1 (0.04, 0.18) mm	0.1 (0.05, 0.2) mm	0.286

Sonuçlar medyan (birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik) şeklinde sunulmuştur.

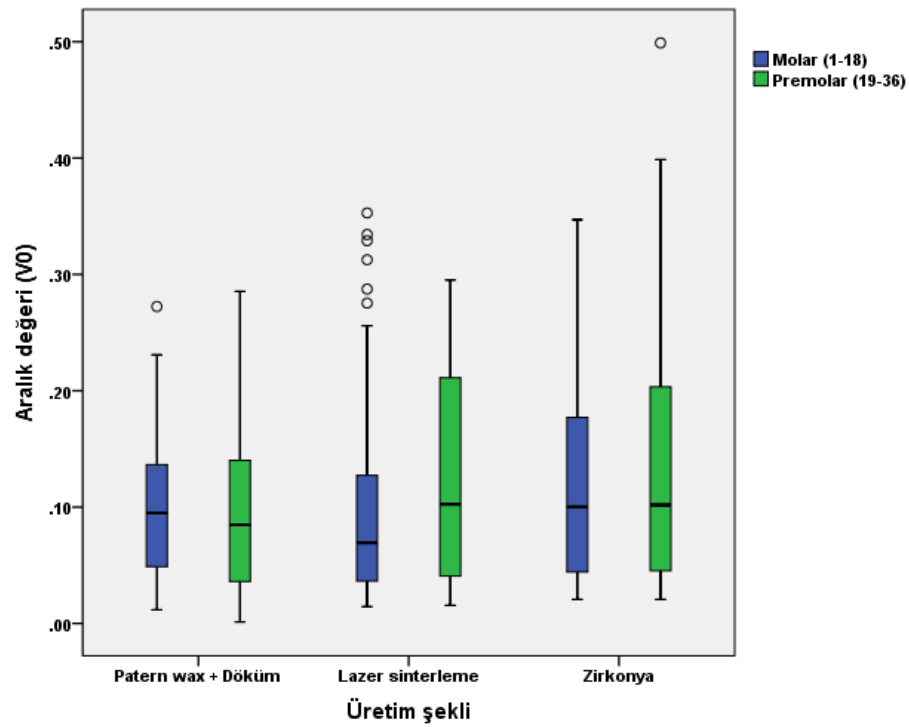
^bMann-Whitney U test

**p<0.01

D_{D1-10}V₀ grubunda; molar ve premolar ölçümleri arasında lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-9) (Şekil 4-17).

$L_{D1-10}V_0$ grubunda; premolar dayanağının lineer aralık değerlerinin molar dayanağının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-9) (Şekil 4-17).

$Z_{D1-10}V_0$ grubunda; molar ve premolar ölçümler arasında lineer aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-9) (Şekil 4-17).



Şekil 4-17: Düz köprü tasarımında, venerleme öncesi molar ve premolar dayanaklarının lineer uyumsuzluk değerleri

4.2.6. Düz Köprü Tasarımında Gövdeye Bakan Aksiyal Duvar ile Dışa Bakan Aksiyal Duvarların Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

$D_{D1-10}V_1$ grubunda; gövdeye bakan aksiyal duvarlarda lineer aralık değerlerinin, dışa bakan aksiyal duvarlardaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu saptanmıştır ($p=0.024$) (Tablo 4-10) (Şekil 4-18).

$L_{D1-10}V_1$ grubunda; gövdeye bakan aksiyal duvarlarda lineer aralık değerlerinin, dışa bakan aksiyal duvarlardaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-10) (Şekil 4-18).

$Z_{D1-10}V_1$ grubunda; gövdeye bakan aksiyal duvarlarda venerleme sonrası lineer aralık değerlerinin, dışa bakan aksiyal duvarlardaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p<0.001$) (Tablo 4-10) (Şekil 4-18).

Tablo 4-10: Düz köprü tasarımında, gövdeye bakan aksiyal duvarlar ile dışa bakan aksiyal duvarlar arasında, venerleme sonrası lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması

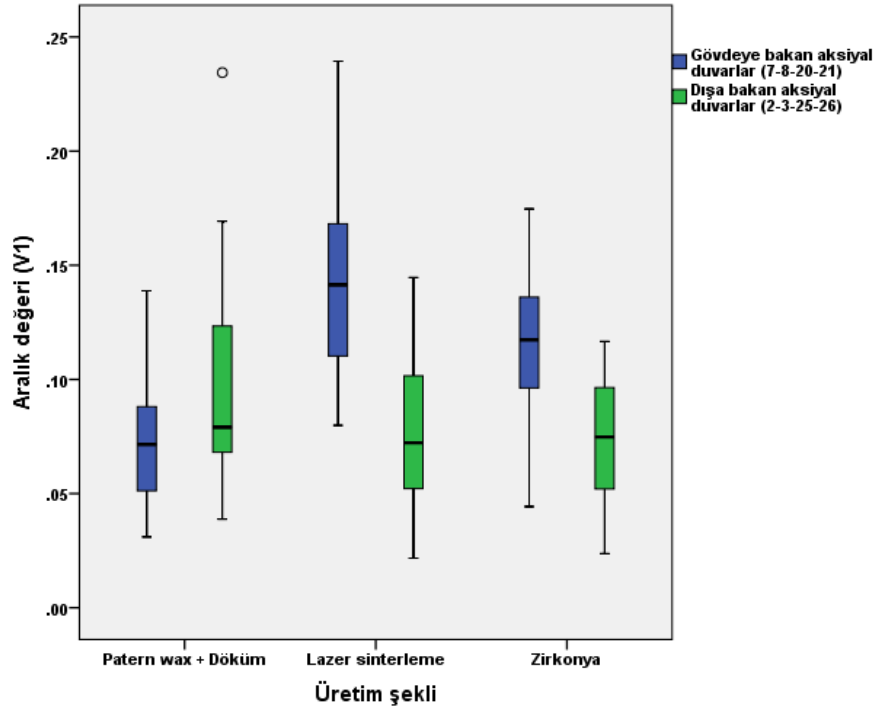
Üretim şekli	Gövdeye bakan aksiyal duvarlar (7-8-20-21)	Dışa bakan aksiyal duvarlar (2-3-25-26)	^b p
	Medyan (Q1, Q3)	Medyan (Q1, Q3)	
Patern mum + Döküm (D)	0.07 (0.05, 0.09) mm	0.08 (0.07, 0.12) mm	0.024*
Lazer sinterleme (L)	0.14 (0.11, 0.17) mm	0.07 (0.05, 0.10) mm	<0.001**
Zirkonya (Z)	0.12 (0.10, 0.14) mm	0.07 (0.05, 0.10) mm	<0.001**

Sonuçlar medyan (birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik) şeklinde sunulmuştur.

^bMann-Whitney U test

* $p<0.05$

** $p<0.01$



Şekil 4-18: Düz köprü tasarımında, gövdeye bakan aksiyal duvarlar ile dışa bakan aksiyal duvarların lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması

4.2.7. Kavisli Köprü Tasarımında Gövdeye Bakan Aksiyal Duvar ile Dışa Bakan Aksiyal Duvarların Lineer Aralık Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

Tablo 4-11: Kavisli köprü tasarımında, gövdeye bakan aksiyal duvarlar ile dışa bakan aksiyal duvarlar arasında, vernerleme sonrası lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması

Üretim şekli	Gövdeye bakan aksiyal duvarlar (38-39-56-57)	Dışa bakan aksiyal duvarlar (43-44-61-62)	^b p
	Medyan (Q1, Q3)	Medyan (Q1, Q3)	
Patern mum + Döküm (D)	0.12 (0.08, 0.16) mm	0.08 (0.05, 0.13) mm	0.012*
Lazer sinterleme (L)	0.11 (0.08, 0.13) mm	0.07 (0.05, 0.09) mm	<0.001**
Zirkonya (Z)	0.09 (0.07, 0.13) mm	0.06 (0.04, 0.07) mm	<0.001**

Sonuçlar medyan (birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik) şeklinde sunulmuştur.

^bMann-Whitney U test

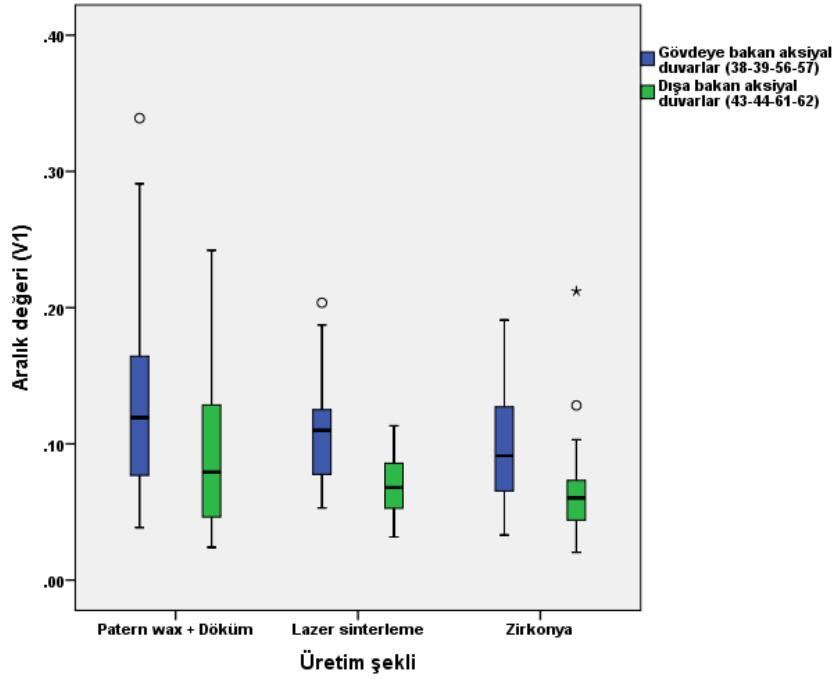
*p<0.05

**p<0.01

$D_{K1-10}V_1$ grubunda; gövdeye bakan aksiyal duvarlarda lineer aralık değerlerinin, dışa bakan aksiyal duvarlardaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır (p=0.012) (Tablo 4-11) (Şekil 4-19).

$L_{K1-10}V_1$ grubunda; gövdeye bakan aksiyal duvarlarda lineer aralık değerlerinin, dışa bakan aksiyal duvarlardaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır (p<0.001) (Tablo 4-11) (Şekil 4-19).

$Z_{K1-10}V_1$ grubunda; gövdeye bakan aksiyal duvarlarda lineer aralık değerlerinin dışa bakan aksiyal duvarlardaki değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır (p<0.001) (Tablo 4-11) (Şekil 4-19).



Şekil 4-19: Kavisli köprü tasarımında, gövdeye bakan aksiyal duvarlar ile dışa bakan aksiyal duvarların lineer aralık değerlerinin karşılaştırılması

4.3. Kırılma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılmasına Dair Bulgular

Tablo 4-12: Köprü restorasyonlarının kırılma dayanımı değerlerinin Newton cinsinden ortalaması

		KIRILMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN ORTALAMASI (N)
DÖKÜM (D)	DÜZ KÖPRÜ RESTORASYONU (D)	2091,1 N
	KAVİSLİ KÖPRÜ RESTORASYONU (K)	1901,6 N
LAZER SİNERLEME (L)	DÜZ KÖPRÜ RESTORASYONU (D)	2194,6 N
	KAVİSLİ KÖPRÜ RESTORASYONU (K)	2626,9 N
ZİRKONYA (Z)	DÜZ KÖPRÜ RESTORASYONU (D)	1025,5 N
	KAVİSLİ KÖPRÜ RESTORASYONU (K)	956,9 N

Tablo 4-13: Kırılma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Üretim şekli	Düz	Kavisli	^b p
	Medyan (Q1, Q3)	Medyan (Q1, Q3)	
Patern mum + Döküm (D)	2058 (1985, 2121) N	1911.5 (1845, 1948) N	0.010*
Lazer sinterleme (L)	2268 (2010, 2384) N	2633 (2562, 2669) N	<0.001**
Zirkonya (Z)	1005.5 (982, 1084) N	954 (934, 973) N	0.021*
^c p (D / L / Z)	<0.001**	<0.001**	
p (D / L)	0.999	0.033*	
p (D / Z)	0.001**	0.033*	
p (L / Z)	<0.001**	<0.001**	

Sonuçlar medyan (birinci çeyreklik, üçüncü çeyreklik) şeklinde sunulmuştur.

^bMann-Whitney U test

^cKruskal-Wallis test

*p<0.05

**p<0.01

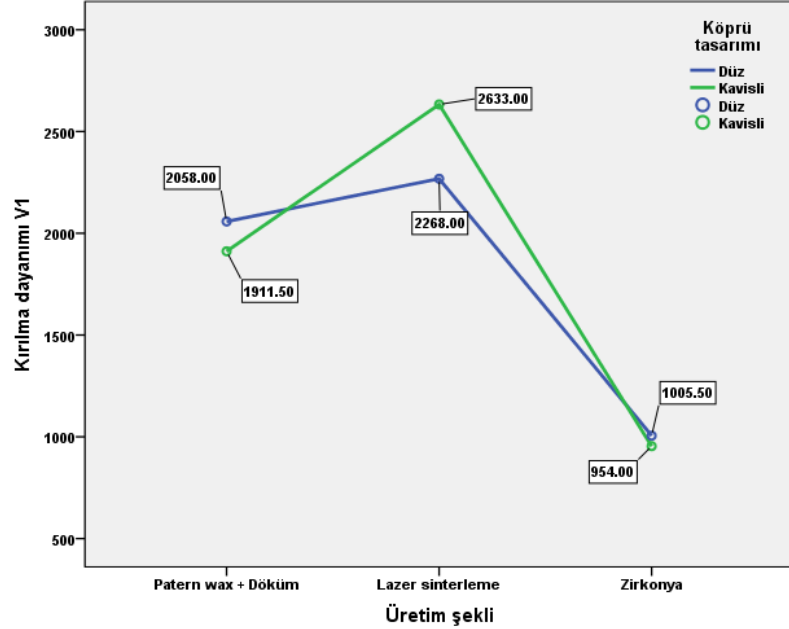
Düz köprü restorasyonlarında, üretim şekline göre kırılma dayanımı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p<0.001). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, Z_{D1-10}V₁ grubunun değerlerinin D_{D1-10}V₁ ve L_{D1-10}V₁ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, p=0.001, p<0.001). D_{D1-10}V₁ ile L_{D1-10}V₁ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (p>0.05) (Tablo 4-13) (Şekil 4-20).

Kavisli köprü restorasyonlarında, üretim şekline göre kırılma dayanımı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu saptanmıştır (p<0.001). Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilen ikili kıyaslamalar sonucunda, Z_{K1-10}V₁ grubunun değerlerinin, D_{D1-10}V₁ ve L_{D1-10}V₁ gruplarının değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (sırasıyla, p=0.033, p<0.001). D_{D1-10}V₁ grubunun değerlerinin, L_{D1-10}V₁ grubunun değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu saptanmıştır (p=0.033) (Tablo 4-13) (Şekil 4-20).

D_{D1-10}V₁ grubunun kırılma dayanımı değerlerinin, D_{K1-10}V₁ grubunun kırılma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır (p=0.010) (Tablo 4-13) (Şekil 4-20).

L_{K1-10}V₁ grubunun kırılma dayanımı değerlerinin L_{D1-10}V₁ grubunun kırılma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır (p<0.001) (Tablo 4-13) (Şekil 4-20).

$Z_{D1-10}V_1$ kırılma dayanımı değerlerinin $Z_{K1-10}V_1$ grubunun kırılma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu saptanmıştır ($p=0.021$) (Tablo 4-13) (Şekil 4-20).



Şekil 4-20: Düz ve kavisli köprü tasarımlarında, üretim şekilleri ve altyapı materyallerine göre kırılma dayanımı değerleri

4.4. Uyum ile Kırılma Dayanımı Arasındaki İlişkinin İncelenmesine Dair Bulgular

Tablo 4-14: Siman hacmi değerleri ile kırılma dayanımı değerleri arasındaki korelasyon düzeyi

	r	p
$D_{D1-10}V_1 / D_{K1-10}V_1$	-0.499	0.025*
$L_{D1-10}V_1 / L_{K1-10}V_1$	-0.087	0.716
$Z_{D1-10}V_1 / Z_{K1-10}V_1$	0.510	0.022*

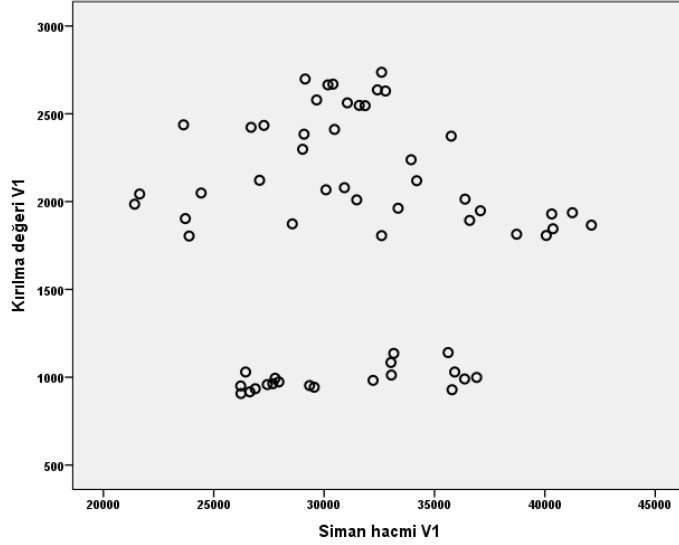
Pearson korelasyon analizi

* $p<0.05$

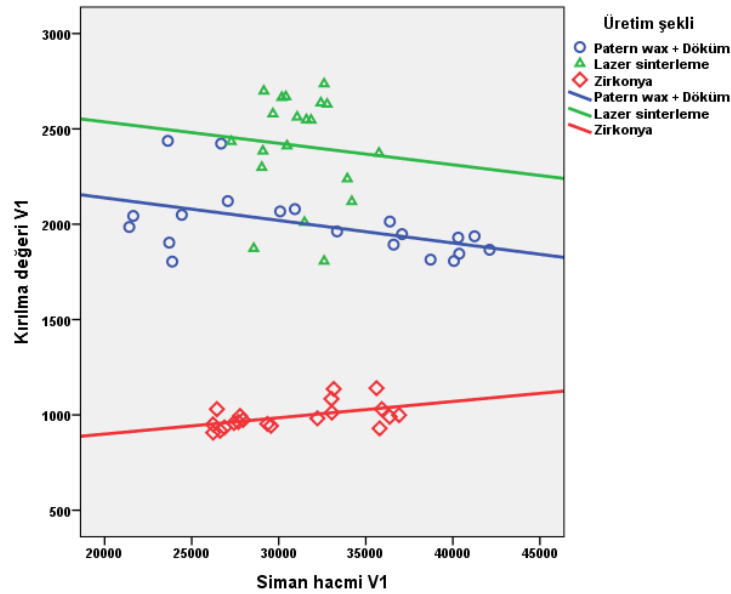
Döküm grubunda, siman hacmi değerleri ile kırılma dayanımı değerleri arasında negatif yönde 0.499 düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu saptanmıştır ($r=-0.499$, $p=0.025$) (Tablo 4-14) (Şekil 4-21, 4-22, 4-23).

Lazer sinterleme grubunda, siman hacmi değerleri ile kırılma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4-14) (Şekil 4-21, 4-22, 4-24).

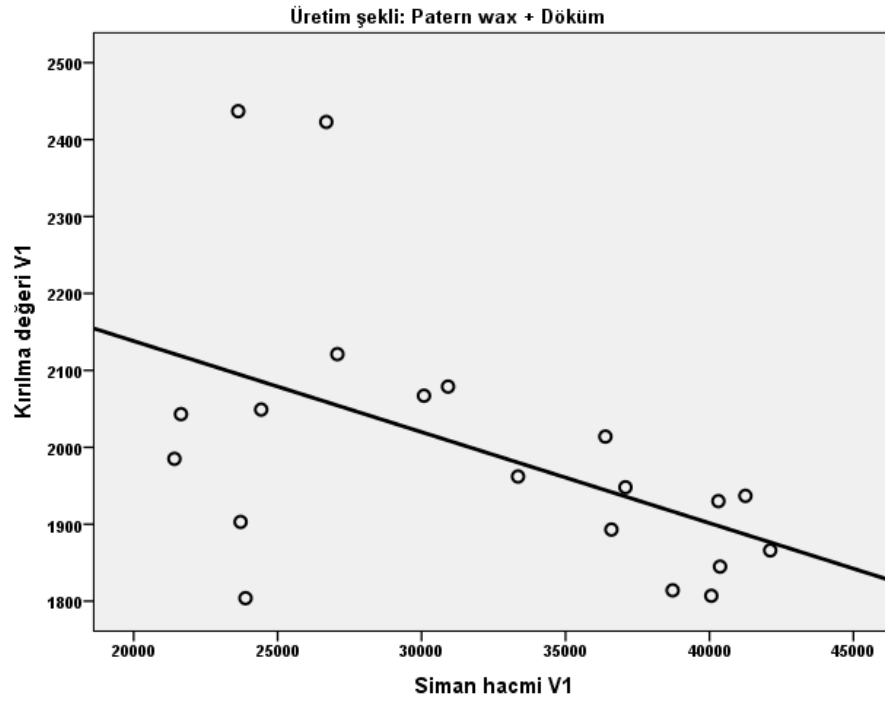
Zirkonya grubunda, siman hacmi değerleri ile kırılma dayanımı değerleri arasında pozitif yönde 0.510 düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu saptanmıştır ($r=0.510$, $p=0.022$) (Tablo 4-14) (Şekil 4-21, 4-22, 4-25).



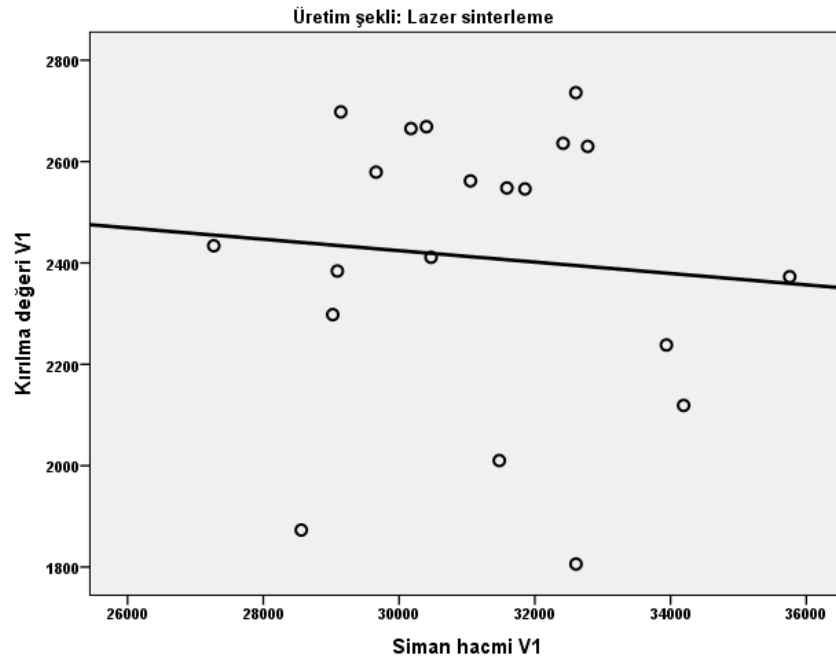
Şekil 4-21: Siman hacmi ve noktasal ölçümler arasındaki korelasyon



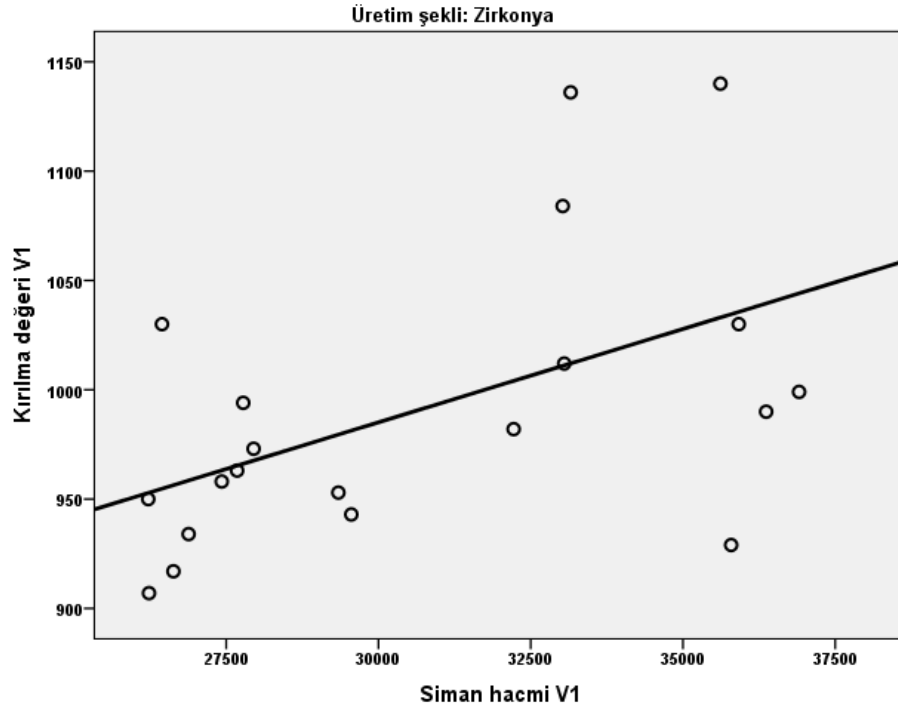
Şekil 4-22: Siman hacmi ve noktasal ölçümler arasındaki korelasyon (Çizgiler siman hacmini ifade ederken, şekiller noktasal ölçümleri ifade etmektedir)



Şekil 4-23: Döküm grubunun, düz ve kavisli tasarımlardaki siman hacmi ve kırılma dayanımı değerleri korelasyonu



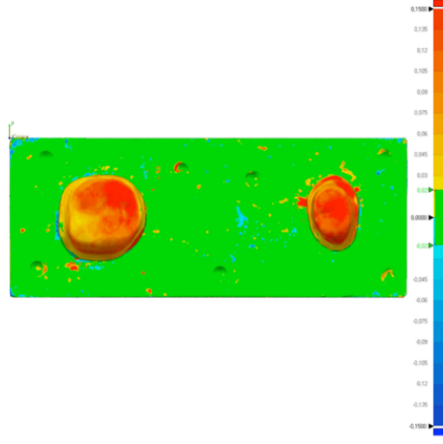
Şekil 4-24: Lazer sinterleme grubunun, düz ve kavisli tasarımlardaki siman hacmi ve kırılma dayanımı değerleri korelasyonu



Şekil 4-25: Zirkonya grubunun, düz ve kavisli tasarımlardaki siman hacmi ve kırılma dayanımı değerleri korelasyonu

4.5. Renk Haritalarına Dair Bulgular

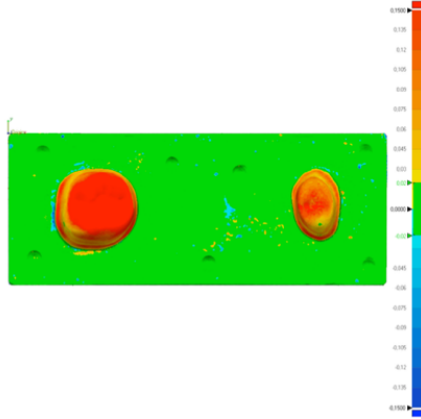
Renk haritaları oluşturulurken, metal ana modellerin dijital görüntüleri ile üzerinde siman aralığını taklit eden silikon tabakasının bulunduğu modellerin dijital görüntüleri birbiri ile karşılaştırıldıktan sonra, Geomagic Control yazılımının “3D Compare” aracından yararlanılmıştır. Haritalar oluşturulurken sisteme girilen maksimum değerler, internal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sayıldığı maksimum değer olan 150 μm olarak belirlenmiştir. Optimum değer aralığı ise 20 μm olarak belirlenmiştir. Yani renk haritasında, pozitif sapmaların miktarı arttıkça daha kırmızı; negatif sapmaların miktarı arttıkça daha mavi renkler izlenmesi beklenmektedir. Optimum aralık olarak belirlenen ± 20 μm değeri ise yeşil olarak izlenebilecektir. Her grup için elde edilen renk haritalarından, ortalamaya yakın değerleri temsil eden renk haritası görüntüleri aşağıda gösterilecektir.



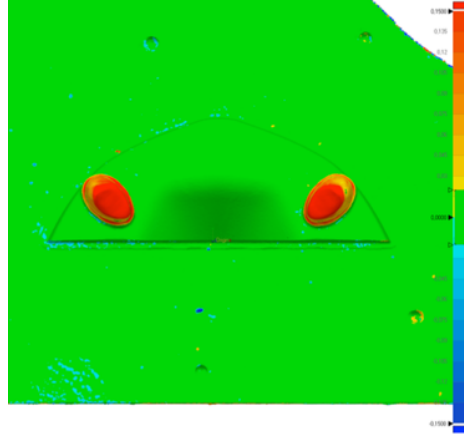
Şekil 4-26: $D_D V_0$ grubuna ait renk haritası örneği



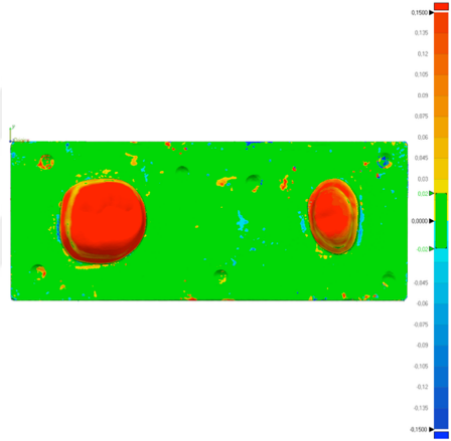
Şekil 4-27: $D_K V_0$ grubuna ait renk haritası örneği



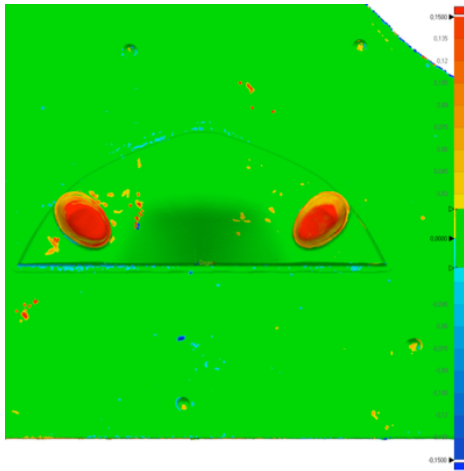
Şekil 4-28: $L_D V_0$ grubuna ait renk haritası örneği



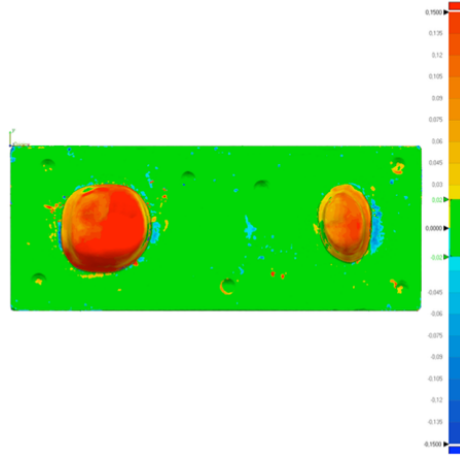
Şekil 4-29: $L_K V_0$ grubuna ait renk haritası örneği



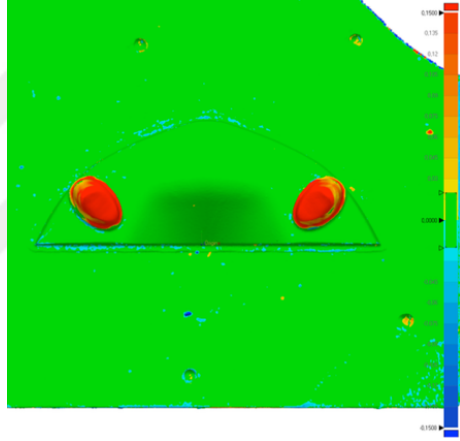
Şekil 4-30: $Z_D V_0$ grubuna ait renk haritası örneği



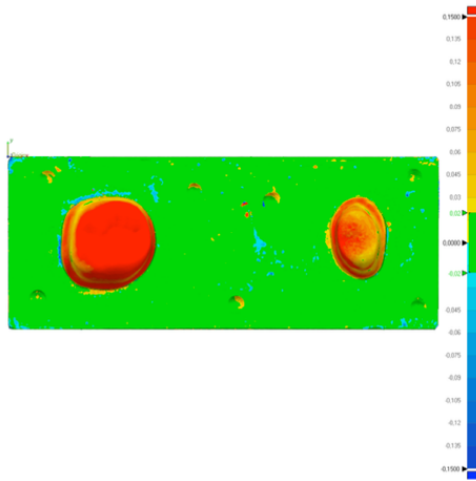
Şekil 4-31: $Z_K V_0$ grubuna ait renk haritası örneği



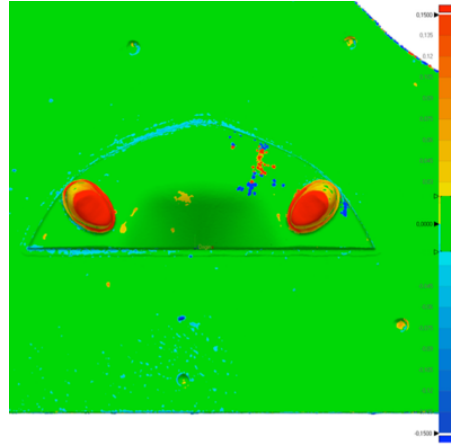
Şekil 4-32: $D_D V_1$ grubuna ait renk haritası örneği



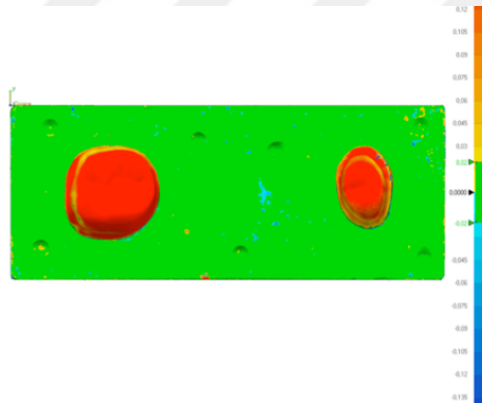
Şekil 4-33: $D_K V_1$ grubuna ait renk haritası örneği



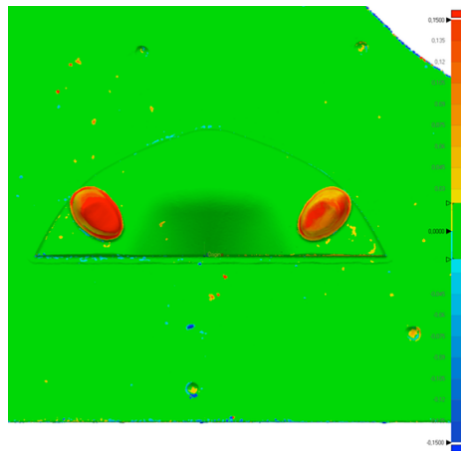
Şekil 4-34: $L_D V_1$ grubuna ait renk haritası örneği



Şekil 4-35: $L_K V_1$ grubuna ait renk haritası örneği



Şekil 4-36: $Z_D V_1$ grubuna ait renk haritası örneği



Şekil 4-37: $Z_K V_1$ grubuna ait renk haritası örneği

5. TARTIŞMA

Sabit protetik restorasyonlarda uyum kavramı en iyi “uyumsuzluk” ile ifade edilebilmektedir. Restorasyonun iç yüzeyinden, dışın dış ceperine olan dik ölçümler internal aralığı, yani internal uyumsuzluğu ifade ederken; aynı ölçümün bitim sınırından yapılması marjinal uyumsuzluğu ifade etmektedir (118). Sabit restorasyonlarda marjinal ve internal uyumsuzluk değerlerinin, klinik olarak kabul edilebilir aralığın dışında olması, uzun dönem klinik başarıyı riske atmaktadır. Uyumsuzluğun artması ile plak tutulumu artmakta, ikincil çürükler gelişebilmekte; implant destekli restorasyonlar için ise peri-implantitis ve mekanik komplikasyon riski artmaktadır (116,117).

Marjinal ve internal uyumsuzluğu etkileyen birçok parametre mevcuttur: Dış preparasyonu, yapılacak olan restorasyonun uzunluğu ve tasarımı, kullanılan ölçü materyalleri ve teknikleri, restorasyon materyali ve üretim şekli, fırınlama aşamaları, siman türü ve simantasyon uygulaması bu parametrelerin başında gelmektedir. Bugüne kadar yapılmış olan çalışmalarda birçok parametre farklı açılardan değerlendirilmiştir. Literatürde, bu çalışmadaki üç farklı üretim yöntemi ve altyapı materyali ile birlikte, düz ve kavisli köprü restorasyonu tasarımlarını karşılaştıran herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Yapılan bu çalışmada, düz ve kavisli olmak üzere iki farklı vakayı temsil eden, iki ayrı ana model oluşturulmuş; oluşturulan bu ana modeller tek bir defa laboratuvar tarayıcısı ile taranmıştır. Dijital olarak kaydedilen iki farklı sanal model üzerine, birer adet dijital altyapı tasarımı yapılmıştır. Daha sonra tek tasarımın üç farklı yöntemle, metal ve zirkonya materyallerinden üretilmesi sonucunda, hangi üretim tekniği ile, hangi restorasyon tasarımında daha uyumlu altyapılar elde edilebildiğinin öngörülebilmesi amaçlanmıştır.

Literatürde yer alan uyumla ilgili çalışmalar incelendiğinde, ana model materyali olarak alçı (142); poliamid (187) veya metal alaşımlarının (141,188) kullanıldığı görülmektedir. Çalışma standardizasyonunu sağlayabilmek amacıyla, düz ve kavisli köprü tasarımları için birer ana model oluşturulmuştur. Ana modelde çalışmalar sırasında herhangi bir aşınma olmaması; kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi sırasında ana modelin zarar görmemesi amacı ile ana modelin metal alaşımından oluşturulmasına karar verilmiştir. Kavisli köprü restorasyonunun simüle edildiği metal ana model, kırılma dayanımı testleri uygulanırken, ağız içerisinde üst çene ön bölgeye gelen kuvvetlerin daha

iyi taklit edilebilmesi amacıyla, örnek çalışmalarda olduğu gibi, 45°lik bir düzlem üzerine yerleştirilmiştir (189).

Sabit protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını değerlendiren çalışmalarda, elde edilen değerlerin farklılık göstermesinin ana sebeplerinden biri, kullanılan ölçüm yöntemlerinin standart olmamasıdır. Lineer ölçümlerin yapıldığı nokta sayısının artırılması ve her örnekte aynı noktalardan ölçüm yapılmasının sağlanması daha hassas sonuçlar elde edilmesini sağlayacaktır. Literatürlerdeki uyum değerlendirme yöntemleri incelendiğinde, direkt yöntem (141,143,190), silikon replika yöntemi (147,191), mikroBT yöntemi (144,164,192) ve üç boyutlu optik tarama yönteminin (162) kullanıldığı birçok çalışmanın mevcut olduğu görülmektedir. Bu çalışmada, üç farklı yöntemle elde edilen altyapıların uyumlarını değerlendirmek amacıyla, üç boyutlu optik tarama yöntemi tercih edilmiştir. Bu yöntem sayesinde, her bir dayanak için iki ayrı kesitte toplam dört marjinal ve on dört internal aralık ölçümü yapılarak ortalamaları alınırken; aralık ölçüm noktalarının standardizasyonu bilgisayar desteği ile sağlanmış, siman aralığının lineer ölçümlerinin yanında, hacimsel ölçümleri hesaplanabilmiştir. Zirkonya altyapılı köprü restorasyonlarının uyumlarını, geleneksel ölçüm yöntemleri ile değerlendiren örnek literatürlere bakıldığında, internal uyum için bir kesitte en fazla üç veya dört noktadan ölçüm yapıldığı görülmektedir (131,148,193–195).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, üç boyutlu optik tarama yöntemine benzer olarak, çok sayıda noktadan lineer ölçüm ve hacimsel ölçüm yapabilen mikroBT yöntemi de kullanılmaktadır. Fakat bu yöntemin dezavantajları; ölçüm noktalarının ve model konumunun standardizasyonunun zorluğu, tarama için çok fazla vakit harcanması, maliyetin yüksek olması ve bazı bölgelerde marjinal ölçümlerde sorun yaşanmasıdır (164,165). Üç boyutlu optik tarama yönteminde ise; lineer ölçümlerin yapılacağı noktalar ve sanal modelin konumunun standardizasyonu sağlanabilmekte; tarama ve ölçümlerin yapılması ortalama 6-7 dakika süre almakta ve yöntemin maliyeti mikroBT yöntemine kıyasla çok daha düşük olmaktadır.

Diş hekimliği alanındaki in-vitro çalışmalarda, kırılma dayanımlarını değerlendirmek üzere hazırlanacak olan numuneler disk, küp veya çubuk şeklinde ya da anatomik diş formlarında hazırlanabilmektedir (196,197). Örneklerin anatomik formda hazırlanmış olduğu durumlarda, in-vivo koşullara daha yakın kırılma değerleri tespit

edileceği öngörüldüğünden, mevcut çalışmada numunelerin anatomik formda hazırlanmasına karar verilmiştir.

Örneklere eğme testleri uygulanmadan önce simantasyon işlemi yapılmıştır. Yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde numunelerin geçici siman(198), cam iyonomer(199), reçine modifiye cam iyonomer(200), reçine(201) veya çinkofosfat(202) gibi birçok farklı simanla simante edildiği görülmektedir. Bu çalışmada metal ve zirkonya altyapılı restorasyonların klinik uygulamalarında sıkça kullanılan cam iyonomer siman tercih edilmiş ve simantasyon işlemi sırasında klinik koşulları taklit edebilmesi amacıyla parmak basıncı uygulanmıştır.

Mevcut çalışmada numunelerin kırılma dayanımlarını değerlendirmek amacıyla dört nokta eğme testi tercih edilmiştir. Universal test cihazlarında eğme testleri uygulanırken ayarlanan yükleme hızının da sonuçlar üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Artan yükleme hızlarında, çatlak büyümeleri için gerekli sürenin olmamasından dolayı hatalı veriler kaydedilebilmektedir. Bu sebeple tercih edilecek olan yükleme hızının olabildiğince düşük olması gerektiği belirtilmektedir (203,204). Bu çalışmada numunelerin yükleme hızı 0.5 mm/dk olarak belirlenmiştir.

Literatürdeki uyum çalışmaları değerlendirildiğinde, klinik olarak kabul edilebilir marjinal ve internal aralık değerleri için fikir birliğine varılamadığı görülmektedir. Marjinal aralık değerleri için, 39 μm 'den daha fazlasının kabul edilemez olduğunu belirten bir çalışma mevcutken (205); çoğu çalışma 80 μm 'den daha az olan aralıkların ölçülmesinin zor olduğunu ve 120 μm 'nin altındaki marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmektedir (206). Bu çalışmada, düz köprü restorasyonunun marjinal aralık değerleri; döküm grubu için venerleme öncesi ortalama 41 μm , venerleme sonrası ortalama 48 μm olarak; lazer sinterleme grubu için venerleme öncesi ortalama 42 μm , venerleme sonrası ortalama 52 μm olarak; zirkonya grubu için venerleme öncesi ortalama 44 μm , venerleme sonrası ortalama 50 μm olarak belirlenmiştir. Kavisli köprü restorasyonunun marjinal aralık değerleri ise; döküm grubu için venerleme öncesi ortalama 61 μm , venerleme sonrası ortalama 66 μm olarak; lazer sinterleme grubu için venerleme öncesi ortalama 51 μm , venerleme sonrası ortalama 54 μm olarak; zirkonya grubu için venerleme öncesi ortalama 54 μm , venerleme sonrası ortalama 59 μm olarak belirlenmiştir. Venerleme öncesi ve sonrası tüm altyapıların

ortalama marjinal aralık değerlerinin, klinik olarak kabul edilebilir sınır olarak belirtilen 120 μm 'lik aralığın altında olduğu sonucuna varılmıştır.

İnternal aralık değerleri için ise çalışmaların çoğunda, klinik olarak kabul edilebilir maksimum değer 150 μm olarak bildirilmektedir (125,126). Bu çalışmada düz köprü restorasyonunun internal aralık değerleri; döküm grubu için venerleme öncesi ortalama 116 μm , venerleme sonrası ortalama 118 μm olarak; lazer sinterleme grubu için venerleme öncesi ortalama 135 μm , venerleme sonrası ortalama 134 μm olarak; zirkonya grubu için veneerleme öncesi ortalama 154 μm , venerleme sonrası ortalama 153 μm olarak belirlenmiştir. Kavisli köprü restorasyonunun internal aralık değerleri ise: Döküm grubu için venerleme öncesi ortalama 159 μm , venerleme sonrası ortalama 179 μm olarak; lazer sinterleme grubu için venerleme öncesi ortalama 144 μm , venerleme sonrası ortalama 146 μm olarak; zirkonya grubu için venerleme öncesi ortalama 123 μm , venerleme sonrası ortalama 133 μm olarak belirlenmiştir. Venerleme öncesi ve sonrası internal aralık değerlerine bakıldığında klinik olarak kabul edilebilir maksimum değer olan 150 μm 'den daha yüksek aralık değerleri tespit edilmiştir.

Mevcut çalışmadaki tüm deney grupları için, restorasyonların venerleme öncesi ve sonrası, marjinal ve internal lineer aralık değerlerinin ortalaması, klinik olarak kabul edilebilir maksimum aralık değeri olan 150 μm 'den daha küçük bulunmuştur (Tablo 4-3, 4-4).

Son yıllarda, materyal ve insan kaynaklı hataları en aza indirebilmek amacıyla, bilgisayar destekli ölçü, tasarım ve üretim sistemlerinin gelişimi hız kazanmıştır (207). Konvansiyonel tekniklerde kullanılan ölçü, ana model hazırlama ve restorasyonların üretim aşamalarında kullanılan materyallerin boyutsal stabiliteleri ile teknisyen ve hekim tecrübesi marjinal ve internal uyumda önemli rol oynamaktadır (208). Bilgisayar destekli sistemlerde ise, ağız içi tarama cihazının tarama alanı arttıkça distorsiyon miktarının da arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur (209). Tasarım ve üretim yapan cihazların hassasiyetine bağlı olarak görülebilen sapma miktarları da, marjinal ve internal uyum üzerinde negatif etkiler yaratabilmektedir (209). Bu çalışmada, ölçü aşamasından altyapıların üretimine kadar olan süreçte, standardizasyonun sağlanabilmesi ve kişiye bağlı hataların elimine edilebilmesi amacıyla dijital bir iş akışı izlenmiştir. Döküm grubu için, teknisyen kaynaklı hataların en aza indirilmesi amacıyla, mum modelajlar bilgisayar destekli frezeleme sistemi ile elde edildikten sonra konvansiyonel yöntemle döküme

alınmıştır. Altyapılara seramik işlenirken standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla, tüm örnekler tek bir deneyimli teknisyen tarafından, silikon anahtarlar kullanılarak venerlenmiştir.

Bu çalışmanın amacı, farklı materyal ve yöntemlerle hazırlanan altyapıların uyumlarının incelenmesiyle, kendi aralarında karşılaştırılmaları, düz ve kavisli formun; venerlemenin uyum üzerindeki etkilerini değerlendirerek, restorasyonların dayanımlarının belirlenmesi ve aynı zamanda dayanım ile uyum arasındaki ilişkinin irdelenmesidir.

Literatürlerde, lineer uyumsuzluğu değerlendirmek amacıyla mikroBT yönteminin kullanıldığı çalışmalar arasında, siman hacmini de değerlendiren çalışmaların sayısı oldukça kısıtlıdır (210–212). Bu çalışmalardan hiçbiri, metal veya zirkonya altyapılı restorasyonların siman hacmini değerlendirmemiştir. Bu nedenle bu çalışmadaki siman hacmi değerlerinin bir başka çalışma ile karşılaştırılması mümkün olmamıştır. Siman hacmi değerleri, çalışmanın kendi grupları arasında karşılaştırılmış ve elde edilen sonuçlar doğrultusunda gruplar arası uyum farklılıkları, lineer ölçümlerin yapıldığı başka çalışmalarla karşılaştırılmıştır.

Venerleme öncesinde, düz köprü tasarımındaki deney grupları arasında ($D_{D1-10}V_0$, $L_{D1-10}V_0$, $Z_{D1-10}V_0$) siman hacmi değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-2). Elde edilen bulgulara göre; zirkonya ile lazer sinterleme ve döküm ile lazer sinterleme grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken; döküm grubunun, zirkonya grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha iyi bir uyum sergilediği ortaya koyulmuştur. Venerleme öncesinde, kavisli köprü tasarımındaki deney grupları arasında ($D_{K1-10}V_0$, $L_{K1-10}V_0$, $Z_{K1-10}V_0$) siman hacmi değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-2). Elde edilen bulgulara göre; en düşük siman aralığı hacminin zirkonya grubunda olması nedeniyle, en iyi uyumun zirkonya materyalinden üretilen örneklerde olduğu ve bu grubu sırasıyla lazer sinterleme ve döküm gruplarının takip ettiği ortaya koyulmuştur.

Venerleme öncesinde, her bir üretim şekli için, köprü tasarımının altyapı uyumuna olan etkisi ($D_{D1-10}V_0$ ile $D_{K1-10}V_0$; $L_{D1-10}V_0$ ile $L_{K1-10}V_0$; $Z_{D1-10}V_0$ ile $Z_{K1-10}V_0$), siman aralığı hacim değerlerinden yararlanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Döküm yöntemi ile elde edilen metal altyapılarda, venerleme öncesinde düz tasarımdaki altyapılar, kavislilerden daha uyumlu bulunmuştur. Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilen metal altyapılarda, düz ve kavisli altyapı tasarımları arasında istatistiksel olarak

anlamalı bir uyum farkı bulunmamıştır. Zirkonya grubunda ise kavisli tasarımdaki altyapıların, düz tasarımdakilere göre daha uyumlu olduğu ortaya koyulmuştur (Tablo 4-2).

Arka bölgede, düz tasarımda yerleşmiş dayanak dişler üzerine uygulanacak olan düz köprü restorasyonlarının altyapı uyumu için, bu çalışmanın bulgularına göre, metal altyapılı bir restorasyon planlandığı durumlarda döküm ve lazer sinterleme ile elde edilen altyapılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum farkı ortaya çıkmayacağı; ancak zirkonya materyalinden bir altyapı planlandığı durumlarda, döküm yöntemi ile elde edilmiş olan metal altyapılardan daha uyumsuz bir restorasyon elde edileceği öngörülebilir (Tablo 4-2).

Ön bölgede, kavisli tasarımda yerleşmiş dayanak dişler üzerine uygulanacak olan köprü restorasyonlarının altyapı uyumu için, bu çalışmanın bulgularına göre; materyal seçimi sırasında, zirkonya altyapının tercih edildiği durumlarda, döküm veya lazer sinterleme yöntemleriyle elde edilmiş olan metal altyapılara kıyasla, daha uyumlu bir altyapı elde edileceği öngörülebilir. Metal altyapının tercih edildiği durumlarda ise, lazer sinterleme yönteminin, döküm yönteminden daha uyumlu altyapılar ortaya koyabildiği gözlenmiştir (Tablo 4-2).

Bu çalışmada venerleme öncesinde, yüzeylerin lineer aralık değerleri düz köprü tasarımındaki altyapıların üretim şekli ve materyal seçimine göre değerlendirilmiştir (Tablo 4-7). Gruplar arasında marjinal ve aksiyal yüzey uyumsuzluk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. Ancak oklüzal yüzey uyumsuzluk değerlerine bakıldığında, döküm grubunun en iyi uyumu sergilediği ve bu grubu sırasıyla lazer sinterleme ve zirkonya gruplarının takip ettiği ortaya koyulmuştur. Düz köprülerdeki siman hacmi değerlerinin karşılaştırmalarına bakıldığında, lazer sinterleme grubu ile diğer gruplar arasında genel uyumsuzlukta fark tespit edilmezken; oklüzyonda etkin yüzeylerin lineer ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir.

Venerleme öncesinde, kavisli köprü tasarımına sahip altyapıların üretim şekli ve materyal seçimine göre lineer aralık değerleri, yüzeyler bazında değerlendirilmiştir (Tablo 4-8). Deney grupları arasında marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmemiştir. Aksiyal yüzey uyumsuzluğunda lazer sinterleme ve zirkonya grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmazken; döküm

grubunun en yüksek uyumsuzluk değerine sahip olduğu ortaya koyulmuştur. Oklüzyonda etkin olan yüzeylerde ise, düz tasarımdaki sonuçların aksine, uyumu en yüksek grup zirkonya grubu olarak saptanmış; metal altyapılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyumsuzluk farkı tespit edilmemiştir.

Literatürde döküm, lazer sinterleme ve frezeleme yöntemleriyle elde edilen metal ve zirkonya altyapılarının uyumlarını, venerleme öncesinde veya sonrasında değerlendiren çok sayıda çalışma olmasına rağmen; lazer sinterleme ile elde edilen altyapılarda dört üyeli köprü restorasyonunun uyumunu değerlendiren hiçbir çalışmaya rastlanmamıştır. Ayrıca, zirkonya altyapılı köprü restorasyonlarında, kavsin uyuma olan etkisini değerlendiren yalnızca bir çalışmaya rastlanırken (213); döküm ve lazer sinterleme grupları için benzer çalışmaya rastlanmamıştır.

Gonzalo ve ark.(138) çalışmalarında, üç üyeli köprü restorasyonlarında, zirkonya altyapılı üç ayrı sistemin marjinal uyumunu, döküm yöntemiyle elde edilmiş olan metal altyapıların marjinal uyumları ile karşılaştırmışlardır. Çalışmanın bulguları, zirkonya altyapılı üç sistemin de, metal altyapılı gruptan daha iyi marjinal uyum sergilediğini ortaya koymaktadır. Sunulan çalışma ile ortak olan zirkonya ve döküm ile elde edilen metal altyapı gruplarına bakıldığında, çalışma sonuçlarının birbirini desteklemediği görülmektedir. Sunulan çalışmada, marjinal yüzey uyumsuzluklarında üretim şekilleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu farklılığın, Gonzalo ve ark.'nın çalışmasında döküme alınacak olan mum modelajların bilgisayar destekli sistemler ile değil, konvansiyonel yöntemle elde edilmesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ayrıca çalışmalarda değerlendirilmiş olan köprü restorasyonlarının üye sayılarının farklı olması da, bu sonuca sebep olmuş olabilir.

Yapılmış olan bir başka çalışmada, kanin ve ikinci premolar arası üç üyeli köprü restorasyonları için, lazer sinterleme, döküm ve frezeleme yöntemleri ile elde edilmiş olan metal altyapıların marjinal uyumları silikon replika yöntemi ile değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, döküm grubunun marjinal aralık değerlerinin, diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu bildirilmiştir (214). Sunulan çalışma ile ortak gruplar değerlendirildiğinde, gruplar arası ilişkinin paralel olmadığı görülmektedir. Her iki çalışmada da ortak bir dijital iş akışı izlenmesine rağmen bu farklılığın ortaya çıkmasının sebebi; siman aralığı değerlendirme

yöntemlerinin ve köprü restorasyonlarının üye sayılarının farklı olmasına bağlanabilmektedir.

Farklı bilgisayar destekli üretim sistemlerinin, maksiller molar diş üzerine uygulanmış tek kuron restorasyonlarındaki marjinal ve internal uyuma etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, lazer sinterleme ile üretilen Co-Cr metal altyapılar ile frezelenmiş zirkonya, Co-Cr, titanyum ve polietereeterketon altyapılar karşılaştırılmıştır. Sunulan çalışma ile ortak olan grupların sonuçları değerlendirildiğinde, marjinal uyumsuzlukta istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı; ancak lazer sinterleme yönteminin internal uyumunun, zirkonya altyapılara göre daha iyi bulunduğu tespit edildiği bildirilmektedir (215). Bu çalışmanın marjinal uyumsuzluk sonuçları sunulan çalışmada çıkan sonuçları destekler niteliktedir. Çalışmada değerlendirilen restorasyon kuron restorasyonu olmasına rağmen, molar diş olduğundan, sunulan çalışmadaki düz köprü restorasyonu sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışmada lazer sinterleme ile üretilmiş metal altyapılar ve frezelenmiş olan zirkonya altyapılar arasında marjinal uyumsuzlukta istatistiksel olarak anlamlı bir uyum farkı bulunmazken; yalnızca oklüzal yüzeye bakıldığında, zirkonya grubunun daha yüksek uyumsuzluk değerleri sergilediği belirtilebilmektedir. Bu sonuç anlatılan çalışmayı destekler niteliktedir.

Dahl ve ark.(159) yayınlamış oldukları bir çalışmada, prepare edilmiş bir santral diş için üretilmiş olan, lazer sinterleme, döküm ve frezeleme ile elde edilmiş metal altyapıların uyumları ile, frezelenmiş presinterize zirkonya, sinterize zirkonya ve lityum disilikat altyapıların uyumlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında aralık değerlerinin ölçümünde, üç boyutlu optik tarama yönteminin bir çeşidi olan “triple scan” metodunu kullanmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, hiçbir bilgisayar destekli üretim sistemi, kaybolan mum tekniği ile üretilmiş olan metal altyapının uyumuna erişememiştir. Yapılan bu çalışma ile sunulan çalışmanın ortak gruplarının sonuçlarını, morfolojileri daha benzer olduğundan kavisli formdaki altyapılar ile karşılaştırmamız mümkün olabilecektir. Sunulan çalışmada kavisli altyapılarda en uyumsuz grubun döküm grubu, uyumu en iyi olan grubun ise zirkonya grubu olduğu ortaya koyulmuştur. Çalışma sonuçlarının paralellik göstermemesi, bahsedilen çalışmadaki örnek sayılarının üçer adet olmasından ve tek kuron restorasyonu olmasından kaynaklanıyor olabileceği düşünülmektedir.

Sharma ve ark.'nın(216) yayınlamış oldukları bir çalışmada, döküm ve lazer sinterleme ile üretilmiş olan tek üye metal altyapıların marjinal uyumları, venerleme yapılmaksızın değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, lazer sinterleme grubunun marjinal uyumunun, istatistiksel olarak anlamlı şekilde döküm grubundan daha iyi olduğu ortaya koyulmuştur. Sunulan çalışmada marjinal uyumsuzluk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadığından, sonuçlar bu çalışma ile ters düşmektedir. Bu farklılığın sebebinin, mum modelajların konvansiyonel yöntemle elde edilmiş olması veya altyapıların marjinal uyumlarının, simantasyon sonrasında SEM ile direkt olarak değerlendirilmiş olmasından kaynaklanabileceği öngörülmüştür.

Kim ve ark.(144) yayınlamış oldukları bir çalışmada, döküm, lazer sinterleme ve frezeleme yöntemleriyle elde edilmiş olan tek üye metal altyapıların marjinal uyumları, venerleme yapılmaksızın karşılaştırılmıştır. Marjinal aralık ölçümlerinin MikroBT ile yapıldığı bu çalışmanın sonucunda; lazer sinterleme ve frezeleme yöntemiyle üretilmiş olan metal altyapıların marjinal aralık değerlerinin, döküm grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu ortaya koyulmuştur. Sunulan çalışma ile ortak olan grupların sonuçları dikkate alınacak olursa, bu çalışmada lazer sinterleme grubu daha kötü bir marjinal uyum sergilediğinden, sonuçlar paralellik göstermemektedir. Bu farklılığın, çalışmadaki mum modelajların frezeleme yerine, üç boyutlu printer ile üretilmiş olmasından kaynaklanıyor olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca uyum değerlendirme yöntemi de iki çalışma arasında farklılık göstermektedir.

Komine ve ark.(213) yayınladıkları bir çalışmada, üç farklı CAD-CAM sistemiyle elde edilmiş olan dört üyeli ön bölge zirkonya altyapılarda, kavis varlığının marjinal uyumuna etkisini araştırmışlardır. Grupların ikisinde marjinal uyumsuzluk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit etmiş olmalarına rağmen, grupların birinde düz ve kavisli tasarımlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu çalışmadaki gruplardan yalnızca birinin sonucu sunulan çalışmayı destekler nitelikteyken, diğer iki zirkonya grubu çalışma sonuçlarıyla ters düşmektedir. Çalışmada marjinal aralık ölçümlerinin yapılabilmesi amacıyla, aralığın silikon replikası hazırlanmış ve ardından epoksi reçine dökülerek stereomikroskop ile ölçülen değerler kaydedilmiştir. Ortaya çıkan farklılığın nedeninin, ölçüm yöntemi olabileceği düşünülmektedir.

Sunulan çalışmada venerleme sonrasında, düz köprü tasarımındaki deney grupları arasında ($D_{D1-10}V_1$, $L_{D1-10}V_1$, $Z_{D1-10}V_1$) siman hacmi değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-

1). Elde edilen bulgulara göre; döküm grubu, lazer sinterleme ve zirkonya gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha uyumlu bulunmuş; zirkonya ve lazer sinterleme grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmemiştir. Venerleme sonrasında, kavisli köprü tasarımındaki deney grupları arasında ($D_{K1-10}V_1$, $L_{K1-10}V_1$, $Z_{K1-10}V_1$) siman hacmi değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-2). Elde edilen bulgulara göre; en yüksek uyumsuzluğu gösteren grup döküm grubu iken; en iyi uyuma sahip olan grubun zirkonya grubu olduğu ortaya koyulmuştur.

Venerleme sonrasında, her bir üretim şekli için, köprü tasarımının altyapı uyumuna olan etkisi ($D_{D1-10}V_1$ ile $D_{K1-10}V_1$; $L_{D1-10}V_1$ ile $L_{K1-10}V_1$; $Z_{D1-10}V_1$ ile $Z_{K1-10}V_1$), siman aralığı hacim değerlerinden yararlanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Döküm yöntemi ile elde edilen metal altyapılarda, venerleme sonrasında düz tasarımdaki altyapılar, kavislilerden daha uyumlu bulunmuştur. Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilen metal altyapılarda, düz ve kavisli altyapı tasarımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum farkı tespit edilmemiştir. Zirkonya grubunda ise kavisli tasarımdaki altyapıların daha uyumlu olduğu ortaya koyulmuştur (Tablo 4-2).

Arka bölgede, düz tasarımda yerleşmiş dayanak dişler üzerine uygulanacak olan köprü restorasyonlarının uyumu için, bu çalışmanın bulgularına göre; metal altyapılı bir restorasyon planlandığında, altyapılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum farkı gözlenmezken, venerleme sonrasında uyum farkının ortaya çıkabileceği görülmektedir. Bu sebeple daha uyumlu metal altyapılı nihai restorasyonlar için üretim yöntemi olarak, lazer sinterleme yerine döküm yönteminin tercih edilmesi önerilebilir (Tablo 4-2).

Ön bölgede, kavisli tasarımda yerleşmiş dayanak dişler üzerine uygulanacak olan köprü restorasyonlarının uyumu için, bu çalışmanın bulgularına göre; altyapı materyali olarak zirkonya seçildiğinde, hem altyapının hem de nihai restorasyonun, metal altyapılılardan daha uyumlu olacağı görülmektedir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlara göre, kavisli restorasyonlar için, metal altyapı tercih edilecek ise, lazer sinterleme yöntemi döküme kıyasla daha başarılı bir nihai restorasyon uyumu sağlayacağı ifade edilebilir (Tablo 4-2).

Mevcut çalışmada venerleme sonrasında, düz köprü tasarımına sahip altyapıların farklı yüzeylerindeki lineer aralık değerleri, üretim şekli ve materyal seçimine göre değerlendirilmiştir (Tablo 4-7). Gruplar arasında marjinal ve aksiyal yüzey uyumsuzluk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. Ancak oklüzal

yüzey uyumsuzluk değerlerine bakıldığında, döküm grubunun en iyi uyumu sergilediği ve bunu sırasıyla lazer sinterleme ve zirkonya gruplarının takip ettiği görülmektedir. Bu sonuçlar, venerleme öncesindeki sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Venerleme sonrasında, kavisli köprü tasarımına sahip altyapıların farklı yüzeylerindeki lineer aralık değerleri, üretim şekli ve materyal seçimine değerlendirilmiştir (Tablo 4-8). Gruplar arasında marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmemiştir. Aksiyal yüzey uyumsuzluğunda lazer sinterleme ve zirkonya grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmazken; döküm grubunun en yüksek uyumsuzluk değerine sahip olduğu ortaya koyulmuştur. Oklüzyonda etkin olan yüzeylerde ise, düz tasarımdaki sonuçların aksine, uyumu en iyi olan grup zirkonya grubu olarak saptanmış; metal altyapılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Bu sonuçlar da venerleme öncesi sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Düz ve kavisli köprü tasarımları için, venerleme öncesi ve sonrası marjinal yüzey uyumsuzluk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmemiştir (Tablo 4-7, 4-8). Bu sonuç doğrultusunda, protetik restorasyonların uzun dönem başarısında en önemli etkenlerden biri olan marjinal uyumun, bilgisayar destekli sistemlerle üretilmiş olan altyapılarda ve bu altyapılara uygulanan venerleme sonrasında, köprü tasarımı ve altyapı materyali fark etmeksizin benzer ve klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar ortaya koyacağı öngörülmektedir. Aksiyal yüzey uyumsuzluk değerleri incelendiğinde, düz köprü tasarımında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmezken; kavisli köprü tasarımında döküm grubunun diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha uyumsuz altyapılar ve daha uyumsuz nihai restorasyonlar ortaya koyduğu görülmektedir. Bu durumun, diğer iki grup ile aynı tasarımdan üretilmiş olan mum modelajların, teknisyene bağlı olan konvansiyonel döküm işlemine tabi tutulmasından ve sonrasındaki uyumlama işlemlerinden kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Düz ve kavisli köprü tasarımları arasında fark görülmesinin ise, kanin dişlerinin arktaki konumlarından veya morfolojilerinden kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Oklüzyonda etkin yüzeylerin uyumsuzluk değerleri incelendiğinde, düz köprü tasarımında en uyumlu grup döküm grubu iken; kavisli köprü tasarımında en uyumlu grup zirkonya grubu olarak belirlenmiştir. Bu farklılığın, dayanak dişlerin morfolojilerinden ve zirkonya altyapılı restorasyonların düz ve kavisli formlarda ısıtılma işlemlerinden farklı etkilenmiş olmasından

kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Bu sonuçlar doğrultusunda, arka bölge için zirkonya altyapılı veya ön bölge için metal altyapılı bir restorasyon planlanıyor ise, oklüzyonda etkin olan yüzeylerden yapılacak olan aşındırma miktarlarının gözden geçirilmesi gerektiği düşünülmektedir.

Literatürdeki uyum çalışmaları incelendiğinde, venerleme sonrasında, nihai restorasyonların uyumunun değerlendirildiği çok az sayıda çalışmaya rastlanmıştır(139,217). Bu çalışmalar arasında, zirkonya altyapılı restorasyonlar ile döküm ve lazer sinterleme yöntemleri ile üretilen metal altyapıların uyumlarını bir arada değerlendiren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Ortega ve ark.(139), tek kuron restorasyonlarının marjinal uyumlarını, üç farklı zirkonya altyapılı sistem ile döküm yöntemiyle elde edilmiş olan metal altyapılar arasında, venerleme sonrasında, SEM ile direkt yöntem kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre, zirkonya altyapılı tek kuron restorasyonlarının, venerleme sonrasındaki marjinal uyumunun, metal altyapılı restorasyondan daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Mevcut çalışmada, nihai restorasyonlar arasında marjinal uyumsuzluk yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmediğinden, sonuçlar bu çalışma ile paralellik göstermemektedir. Çalışmalar arasındaki bu farklılığın sebebinin, değerlendirilen üye sayılarının ve aralık ölçüm yönteminin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ayrıca sunulan çalışmada mum modelajlar frezeleme yöntemi ile bilgisayar destekli olarak elde edilirken, bu çalışmada konvansiyonel yöntemle elde edilmiştir.

Suarez ve ark.(217) yayınlamış oldukları bir çalışmada, üç üyeli köprü restorasyonlarının, döküm yöntemiyle elde edilmiş olan metal altyapılar ile zirkonya altyapılar için venerleme sonrasındaki ve tam kontur üretilmiş olan monolitik zirkonya restorasyonlarındaki marjinal uyumsuzluk değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre, hiçbir grubun marjinal uyumsuzluk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sunulan çalışma ile ortak gruplar olan döküm ve zirkonya gruplarına bakıldığında; çalışma sonuçlarının birbirini destekler nitelikte olduğu görülmektedir.

Sunulan çalışmada restorasyonların genel uyumsuzluklarını karşılaştırmak amacıyla siman hacmi ölçümlerinden, yüzeyel uyumsuzlukların karşılaştırılması amacıyla ise lineer ölçümlerden faydalanılmıştır. Düz köprülerde venerleme öncesinde,

siman hacmi bulgularına göre döküm grubu zirkonya grubundan daha uyumlu bulunmuştur. Lineer ölçüm bulgularına göre, döküm ve zirkonya grupları arasında marjinal ve aksiyal yüzeylerde fark yokken, uyumsuzluk farkını ortaya koyan yüzeyin oklüzyonda etkin yüzeyler olduğu tespit edilmiştir. Diğer gruplar arasında hacimsel ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmemiş olmasına rağmen; oklüzyonda etkin yüzeylerde döküm grubu en uyumlu, zirkonya grubu ise en uyumsuz grup olarak saptanmıştır. Düz köprülerde venerleme sonrasında ise, siman hacmi bulgularına göre en uyumlu grubun döküm grubu olduğu; lineer ölçümler karşılaştırıldığında bu farkı yaratan yüzeyin yine oklüzyonda etkin yüzeyler olduğu ortaya koyulmuştur. Zirkonya ve lazer sinterleme grupları arasında hacimsel ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmazken; oklüzyonda etkin yüzeylerde zirkonya grubu daha uyumsuz bulunmuştur.

Kavisli köprülerde venerleme öncesinde ve sonrasında, siman hacmi bulgularına göre uyumu en yüksek grubun zirkonya ve uyumu en düşük olan grubun döküm grubu olduğu ortaya koyulmuştur. Lineer ölçümlere bakıldığında döküm ve lazer sinterleme grupları arasında farkın yalnızca aksiyal yüzeylerden; zirkonya ve lazer sinterleme grupları arasındaki farkın yalnızca oklüzyonda etkin yüzeylerden; döküm ve zirkonya grupları arasındaki farkın ise hem aksiyal hem de oklüzyonda etkin yüzeylerden kaynaklandığı görülmektedir.

Bu karşılaştırmalara göre, hacimsel ölçümler ve lineer ölçümler büyük oranda birbirini destekler nitelikte olsa da; hacimsel olarak farkın ortaya koyulamadığı bazı durumlarda, lineer ölçümlerde farklar tespit edildiği görülmektedir. Lineer ölçümler yapılırken her bir yüzey için belirlenmiş olan noktalardan yapılan ölçümlerin ortalaması alınmış ve elde edilen sonucun tüm yüzeyin uyumsuzluğunu temsil ettiği varsayılmıştır. Hacimsel ve lineer karşılaştırmaların istatistiksel olarak paralel olmadığı bölgelerde; lineer ölçümlerde belirlenen noktalar dışında kalan noktalardan yapılacak olan ölçümlerin, çalışma sonuçlarını etkileyebileceği yorumu yapılabilmektedir. Buna ek olarak, düz ve kavisli köprü restorasyonlarının uyumlarını değerlendirmek amacıyla; yalnızca marjinal yüzey ölçümlerinin karşılaştırıldığı çalışmaların yanıltıcı sonuçlar verebileceği ortaya koyulmuştur. Her iki köprü tasarımı için de, marjinal yüzeylerin uyumsuzluk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmezken; aksiyal

ve oklüzyonda etkin yüzeylerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar ortaya koyulabileceği görülmüştür.

Metal ve zirkonya altyapılı restorasyonlara uygulanan venerlemenin marjinal ve internal aralığa etkisi olup olmadığını değerlendiren çalışmalar mevcuttur (145,194,218,219). Gonzalo ve ark.(138) yayınlamış oldukları bir sistematik derlemede, zirkonya altyapılara uygulanan seramik materyalinin uyuma etkisinin çok yönlü olduğunu ve kesin bir yargıya hala varılamadığını bildirilmişlerdir. Venerlemenin uyuma herhangi bir etkisi olmadığını bildiren; etkisi olsa da bu etkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildiren (138) ve venerleme sonrasında marjinal ve internal aralıkta azalma olduğunu bildiren farklı çalışmalar (220,221) mevcuttur.

Mevcut çalışmada, düz tasarımdaki altyapılara uygulanan venerlemenin uyuma olan etkisini değerlendirebilmek amacıyla, $D_{D1-10}V_0$ ile $D_{D1-10}V_1$; $L_{D1-10}V_0$ ile $L_{D1-10}V_1$; $Z_{D1-10}V_0$ ile $Z_{D1-10}V_1$ gruplarının ortalama siman hacmi değerleri karşılaştırılmıştır. Kavisli tasarımdaki altyapılara uygulanan venerlemenin uyuma olan etkisini değerlendirebilmek amacıyla ise $D_{K1-10}V_0$ ile $D_{K1-10}V_1$; $L_{K1-10}V_0$ ile $L_{K1-10}V_1$; $Z_{K1-10}V_0$ ile $Z_{K1-10}V_1$ gruplarının ortalama siman hacmi değerleri karşılaştırılmıştır. (Tablo 4-1). Bu karşılaştırmalardan elde edilen bulgulara göre, tüm üretim şekilleri ve altyapı materyalleri için, hem düz hem de kavisli köprü tasarımlarında, venerleme sonrasında siman hacmi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmüş; bu sonuç venerlemenin uyumsuzluğu arttığı yönünde yorumlanmıştır. Buna ek olarak, düz köprü tasarımı için venerleme öncesinde döküm ve lazer sinterleme grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken; venerleme sonrasında döküm grubunun siman hacmi değerinin daha düşük bulunması; lazer sinterleme grubunun döküm grubuna göre venerlemeden daha olumsuz etkilendiği yorumunu yapabilmemizi sağlamıştır.

Lineer ölçüm bulgularına göre, venerleme öncesinde ve sonrasında, yüzey ölçümleri karşılaştırma sonuçları değişiklik göstermemiş; en uyumlu yüzeyler marjinal, en uyumsuz yüzeyler ise oklüzyonda etkin yüzeyler olarak tespit edilmiştir.

Önöröl ve ark.(145) mum blok frezeleme sonrası döküm, lazer sinterleme ve frezeleme yöntemleri ile elde edilmiş olan metal altyapıların marjinal ve internal uyumlarını, üç üyeli köprü restorasyonlarında değerlendirmiş; ardından venerleme sırasında ikinci, dördüncü ve yedinci fırınlamalardan sonra yeniden değerlendirmiştir. Çalışma sonuçlarına göre; döküm grubu hariç tüm gruplar fırınlamalardan istatistiksel

olarak anlamlı şekilde etkilenmiştir. Marjinal uyumsuzluk değerlerinde, fırınlamalar sırasında en yüksek artışı gösteren grup ise lazer sinterleme grubu olmuştur. Venerleme sırasındaki tekrarlayan fırınlamaların marjinal ve internal uyuma etkisinin araştırıldığı bu çalışma ile sunulan çalışmanın ortak gruplarının sonuçları karşılaştırıldığında, lazer sinterleme grubu için sonuçların birbirini destekler nitelikte olduğu görülmektedir. Döküm grubu için çalışma sonuçlarının paralellik göstermemesi, restorasyonların üye sayılarında farklılık olmasına bağlanabilmektedir.

Nassif ve ark.(218) yayınladıkları in-vivo çalışmalarında, lazer sinterleme yöntemi ile elde ettikleri üç üyeli altyapıların uyumlarını hasta ağızında, silikon replika yöntemi ile değerlendirdikten sonra; altyapıların venerlemesini tamamlamış ve aralık ölçümlerini tekrarlayarak bulguları kaydetmişlerdir. Marjinal, aksiyal ve oklüzal yüzeylerin aralık değerlerini ayrı ayrı karşılaştıran bu çalışmanın sonucunda, lazer sinterleme ile üretilen metal altyapılarda, venerlemenin hiçbir yüzeyde istatistiksel olarak anlamlı bir uyum farkı yaratmadığı ortaya koyulmuştur. Çalışmanın sonuçları mevcut çalışma ile paralellik göstermemektedir. Çalışmada kullanılan uyumsuzluk değerlendirme yönteminin silikon replika tekniği olmasının ve çalışmanın in-vivo koşullarda yapılmış olmasının sonuçlar arasındaki farka sebep olmuş olabileceği düşünülmektedir.

Kocaagaoglu ve ark.(219) yayınlamış oldukları bir çalışmada, prepare edilmiş molar dayanak üzerine uyguladıkları, döküm, lazer sinterleme ve frezeleme yöntemleriyle elde ettikleri tek üye metal altyapıların marjinal ve internal uyumlarını, venerleme öncesinde ve sonrasında değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda hiçbir grubun uyumsuzluk değerlerinin venerlemeden istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilenmediği, ancak sayısal olarak uyumsuzluk değerlerinde artış görüldüğü belirtilmiştir. Sunulan çalışmada tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuş olması, bu çalışma ile çelişmektedir. Çalışmada değerlendirmeye alınan restorasyonların tek üyeli olmasının ve uyumsuzluğun silikon replika yöntemi ile değerlendirilmiş olmasının bu farklılığa sebep olmuş olabileceği düşünülmektedir.

Vigolo ve ark.(194) yayınlamış oldukları bir çalışmada, üç farklı CAD-CAM sistemi ile elde ettikleri, dört üyeli ve kavisli zirkonya altyapıların marjinal uyumlarını değerlendirdikten sonra; venerleme yaparak ölçümleri tekrarlamış; son olarak da cila uygulaması sonrasında üçüncü defa aralık ölçümü yaparak bulguları kaydetmişlerdir.

Çalışmanın sonuçlarına göre üç marjinal uyumsuzluk ölçümü arasında, ortalama marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir; yalnızca santral dışın distal marjinal yüzeylerindeki değerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya koyulmuştur. Sunulan çalışmada restorasyonların farklı yüzeylerinin venerlemeden nasıl etkilendiği değerlendirilmeyip; restorasyonun tamamına venerlemenin etkisi değerlendirildiği için; yalnızca marjinal yüzeylerde fark olup olmadığı hakkında kesin bir yorum yapılamamaktadır. İleride yapılacak olan çalışmalarda farklı yüzeylerin, venerlemeden nasıl etkilendiği araştırılabilir.

Literatürlerdeki veriler doğrultusunda, Geomagic Control X yazılımında aralık ölçümlerinin renk haritaları çıkarılırken, optimum uyumsuzluk değeri $\pm 20 \mu\text{m}$ ve maksimum uyumsuzluk değeri $\pm 150 \mu\text{m}$ olarak belirlenmiştir. Renk haritaları sayesinde, restorasyonların hangi yüzeylerinde daha yüksek uyumsuzluk değerleri tespit edileceği; siman aralıklarının homojen olup olmadığı; pasif uyumun sağlanabilip sağlanamayacağı; negatif yönde bir sapma (mavi renk tonları) görülmesi halinde restorasyonun oturmayacağı yönünde öngörüler oluşturulabilmektedir.

Bu çalışmada elde ettiğimiz renk haritası örnekleri incelendiğinde; en yüksek uyumsuzluk değerlerinin oklüzyonda etkin olan yüzeylerde tespit edilebileceğini görmekteyiz. Düz köprü restorasyonları arasında, en yüksek uyumsuzluk değerlerinin zirkonya grubunda görüldüğü; kavisli örneklerde ise zirkonya grubunun diğerlerine göre daha uyumlu ve homojen sonuçlar ortaya koyduğu, lineer ve hacimsel ölçümleri destekler nitelikte, renk haritaları ile değerlendirilebilmektedir. Bu çıkarımlara ek olarak, venerleme sonrasında, tüm gruplar için siman hacminde artış görüldüğü de, hacimsel ölçümleri destekler şekilde, renk haritalarıyla ortaya koyulabilmektedir.

Her iki dayanağın da aynı formda olduğu kavisli köprü restorasyonlarına ait renk haritalarında, iki dayanak arasında benzer bölgelerde benzer renkler izlenirken; premolar ve molar olmak üzere iki farklı formda dayanak içeren düz köprü restorasyonlarının renk haritalarında, iki dayanak arasında farklı bölgelerde ve farklı yoğunluklarda renkler izlenmektedir. Renk haritalarından elde ettiğimiz bu çıkarımlar, üretim şekillerinin farklı formdaki dayanaklarda farklı sonuçlar ortaya koyabileceği yönünde yorumlanabilmektedir.

Dahl ve ark.(159) bir tersine mühendislik yazılımı ile üç boyutlu optik tarama yönteminin “triple scan” metodunu kullanarak siman aralığı ölçümlemlerini yapmışlar ve

buna ek olarak renk haritası çıkarmışlardır. Bu çalışmadaki renk haritası örneği, sunulan çalışmadaki örneklerle kıyasla çok daha homojen görünmesine karşın; yazılıma girilmiş olan değerler incelendiğinde, maksimum uyumsuzluk değerinin mesiodistal kesit için 788 μm , bukkopalatinal kesit için ise 415 μm olarak belirlendiğini görülmektedir. Bu çalışmada ise, renk haritaları çıkarılırken, her iki kesit için de maksimum internal uyumsuzluk değeri olan 150 μm değerini, maksimum değer olarak belirlediğimizden; çalışmaların renk haritası görselleri birbiri ile karşılaştırılamamaktadır.

Bilgisayar destekli frezeleme sistemlerinde, aşındırıcı frezlerin çapları ve boyları, ünitenin hassasiyeti, eksen sayıları ve frezleri döndürebilme kabiliyetleri restorasyonun üretim hassasiyetini etkilemektedir. Özellikle restorasyonların oklüzal yüzeyleri gibi üretimin daha kompleks aşamalarında, frezlerin çaplarından daha küçük detaylar oluşturulmak istendiğinde hatalar ortaya çıkabilmektedir (154,193).

Mevcut çalışmada düz ve kavisli köprü tasarımlarında, her bir üretim şekli ve altyapı materyali için venerleme öncesi ve sonrasındaki marjinal, aksiyal ve oklüzal uyumsuzluklar birbirleri ile karşılaştırılmıştır (Tablo 4-5, 4-6). Her üç deney grubu için de, venerleme öncesi ve sonrasında en uyumlu yüzey istatistiksel olarak anlamlı şekilde marjinal yüzey olarak bulunmuştur. Marjinal yüzeyleri, aksiyal yüzey takip etmiş ve en yüksek uyumsuzluk değerlerini gösteren yüzeyler istatistiksel olarak anlamlı şekilde oklüzyonda etkin olan yüzeyler olarak ortaya koyulmuştur.

İyi bir marjinal uyum, plak birikiminin en aza indirilmesinde, ikincil çürüklere neden olabilecek mikrosızıntıların engellenmesinde, siman çözünmesinin önüne geçilmesinde ve periodontal sağlığın korunmasında sabit protetik restorasyonlar için en önemli parametrelerden biridir (144). Bununla birlikte, aksiyal ve oklüzal uyum, restorasyonların mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Klinik olarak kabul edilebilir aralığın dışındaki aksiyal ve oklüzal uyumsuzluklar, altyapıların daha fazla deformasyona uğramasına ve bununla birlikte üst yapıdaki seramik materyalinde daha yüksek gerilim kuvvetlerinin birikmesiyle kırılmalara sebep olabilecektir (222,223). Klinik takip sonuçlarına göre zirkonya altyapılı restorasyonlarda belirlenen ana başarısızlık vener kırıklarıdır (224). Çalışmalarda yer alan vakaların arka bölge köprü restorasyonları olduğu göz önünde tutulursa, sunulan çalışmada belirlenen oklüzal aralık değerleri, faset kırıkları açısından değerlendirilmesi gereken bir bulgu olarak kabul

edilebilir. Aynı zamanda internal uyum, restorasyonun dayanak diş üzerine oturmasını etkileyebileceğinden, marjinal uyum üzerinde de etkili olabilecektir (210).

Günsoy ve ark.(187) yayınlamış oldukları bir çalışmada, molar dayanak üzerine tasarlanmış olan tek üye metal altyapıları kaybolan mum tekniği ve patern mum frezeleme sonrası konvansiyonel döküm tekniği, lazer sinterleme ve frezeleme olmak üzere dört ayrı yöntemle üretmişlerdir. Uyumsuzluk değerlendirmeleri yapılırken marjinal, aksiyal ve oklüzal uyumsuzlukları ayrı ayrı kaydederek karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre, tüm gruplarda uyumu en yüksek olan yüzey marjinal yüzey; en uyumsuz yüzey ise oklüzal yüzey olarak belirtilmiştir. Sunulan çalışmanın sonuçları, yapılmış olan bu çalışmayı destekler niteliktedir.

Park ve ark.(147) yayınlamış oldukları bir çalışmada, kanin dayanağı üzerine yerleştirilen tek üye metal altyapıların farklı yüzeylerindeki lineer uyumsuzluk değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre; en uyumlu yüzey istatistiksel olarak anlamlı şekilde marjinal yüzey olarak belirtilirken; en uyumsuz yüzeyin oklüzyonda etkin yüzeyler olduğu ortaya koyulmuştur. Bu sonuçlar da mevcut çalışma ile paralellik göstermektedir.

Bu çalışmada düz ve kavisli köprü tasarımları için, nihai restorasyonların gövdeye bakan aksiyal duvarlarındaki uyumsuzluk değerleri ile dışa bakan aksiyal duvarlarındaki uyumsuzluk değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4-10, 4-11). Düz köprü tasarımı için yalnızca döküm grubunda gövdeye bakan aksiyal duvarlar daha uyumlu bulunmuşken; diğer iki grupta ve kavisli köprü tasarımındaki üç grupta da gövdeye bakan aksiyal duvarların uyumsuzluğu daha yüksek bulunmuştur. Köprü tasarımı fark etmeksizin lazer sinterleme yöntemi ile üretilmiş olan metal altyapılarda ve frezelenerek üretilmiş olan zirkonya altyapılarda, gövdeye bakan aksiyal duvarların daha uyumsuz bulunmasının, ısıl işlemler sırasındaki büzülmelerin gövdelere doğru olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Döküm grubunda düz ve kavisli tasarımlardaki köprü restorasyonlarının farklı sonuçlar ortaya koymasının, konvansiyonel döküm aşamasındaki teknik basamaklara bağlı etkenlerden kaynaklanmış olabileceği görülmektedir.

Kunii ve ark.(148) tek, üç, dört ve beş üyeli zirkonya altyapılı restorasyonların uyumlarını karşılaştıran bir çalışma yayınlamışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, iki dayanak içeren üç ve dört üyeli restorasyonlarda, dayanakların gövdeye bakan aksiyal

yüzeylerinde, dışa bakan aksiyal yüzeylerine göre daha fazla uyumsuzluk değerleri ölçüldüğü bildirilmiş ve bu durum sinterleme büzülmesinin gövde etrafında olmasıyla ilişkilendirilmiştir. Mevcut çalışma sonuçları da benzerlik göstermektedir.

Yapılmış olan çalışmada düz köprü restorasyonları için, vinerleme öncesinde altyapıların molar ve premolar dayanaklardaki uyumsuzluk değerleri birbirleri ile karşılaştırılmıştır (Tablo 4-9). Döküm yöntemi ile elde edilen metal altyapılarda molar ve premolar dayanakların uyum değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmazken; lazer sinterleme ile elde edilmiş olan metal altyapılarda molar dayanaklar, premolar dayanaklardan daha uyumlu bulunmuştur. Zirkonya altyapılarda ise molar ve premolar dayanaklar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum farkı ortaya koyulmamıştır. Eksiltmeli bir yöntem olan frezeleme ile aynı tasarımdan elde edilen döküm ve zirkonya gruplarının sonuçları birbirini destekler nitelikteyken; eklemeli bir yöntem olan lazer sinterleme ile üretilmiş olan altyapılarda molar dişler istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha uyumlu bulunmuştur.

Literatürlerde frezeleme sistemleri ile üretilmiş olan altyapılar için molar dişlerdeki uyumsuzluğun, premolar dişlerden daha fazla olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (154,193). Bu çalışmalarda uyumsuzluk farkının sebebi olarak iki öngöründe bulunulmuştur: İlki frezeleme sistemlerindeki aşındırıcı uçların, farklı formdaki yapılarda farklı etkinlikte çalışması iken; ikinci öngörü özellikle zirkonya altyapılı restorasyonlar için, ısı işlemler sırasında farklı büyüklüklerdeki dayanakların deformasyon miktarının da farklı olması olarak belirtilmektedir (154,193). Mevcut çalışmanın sonuçları, bahsedilen örnek çalışmalar ile paralellik göstermemektedir.

Bu çalışmanın amaçlarından biri de, daha önce belirtildiği gibi, restorasyonların kırılma dayanımlarının belirlenmesi ile uyum-dayanım arasındaki ilişkinin irdelenmesidir.

Çalışmada uygulanan kırılma dayanımı testlerinin sonucunda elde edilen bulgulara göre, $D_{D1-10}V_1$ grubunun kırılma dayanımı değerlerinin ortalaması 2091 N; $D_{K1-10}V_1$ grubunun kırılma dayanımı değerlerinin ortalaması 1901 N'dur. $L_{D1-10}V_1$ grubunun kırılma dayanımı değerlerinin ortalaması 2194 N; $L_{K1-10}V_1$ grubunun kırılma dayanımı değerlerinin ortalaması 2626 N'dur. $Z_{D1-10}V_1$ grubunun kırılma dayanımı değerlerinin ortalaması 1025 N; $Z_{K1-10}V_1$ grubunun kırılma dayanımı değerlerinin ortalaması ise 956 N'dur.

Literatürlerde metal veya zirkonya altyapılı, dört üyeli restorasyonların kırılma dayanımlarını inceleyen çalışmalar oldukça kısıtlı iken; altı üyeli restorasyonların değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde, zirkonya altyapılı köprü restorasyonları için belirtilen kırılma dayanımı değerlerinin 425 N ile 2009 N arasında değişkenlik gösterdiğini görülmektedir. Bu değişkenlikler bağlantı alanlarının çapları, restorasyonların uzunlukları, kullanılan universal test yöntemlerinin farklı olması, yaşlandırma yapılması veya yapılmaması, simantasyon tercihi, kullanılan altyapının kalınlığı, veneleme yapılıp yapılmaması, ana modelin materyali gibi birçok parametreden kaynaklanabilmektedir (225–227).

Yayınlanmış olan çalışmalar arasında düz ve kavisli köprü restorasyonlarının kırılma dayanımı değerlerini karşılaştıran çalışmalara rastlanmadığı için; bulgular çalışmanın kendi içerisinde değerlendirilmiştir (Tablo 4-13). Zirkonya altyapı grubu, hem düz hem de kavisli tasarımdaki restorasyonlar için, döküm ve lazer sinterleme yöntemleriyle üretilmiş olan metal altyapılı gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük dayanım değerleri sergilemiştir. Düz köprü tasarımında döküm ve lazer sinterleme grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmazken; kavisli köprü restorasyonları için lazer sinterleme grubu istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermiştir.

Döküm grubunda düz köprü restorasyonları, kavisli olanlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek dayanım değerleri göstermiştir. Ayrıca düz tasarımdakilerde metal altyapıda herhangi bir kırığa rastlanmamışken; kavisli olan örneklerin yarısında metal altyapıda kırık gözlenmiştir. Bu durumun, ön bölge restorasyonlardaki bağlantı alanlarının daha küçük olmasından veya üretim aşamasındaki konvansiyonel basamaklarda bir hata yapılmış olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Lazer sinterleme grubunda kavisli köprü restorasyonları, düz köprü restorasyonlarına kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu gruptaki herhangi bir örnekte metal altyapının koheziv kırığına rastlanmamıştır. Bu bulgular, metal altyapılı restorasyonlar için, bilgisayar destekli üretim sistemlerinin, konvansiyonel işlem basamağı gerektiren üretim sistemlerine göre daha güvenilir olduğunu ortaya koymaktadır. Zirkonya altyapılı restorasyonlarda düz köprü tasarımına sahip restorasyonların kırılma dayanımı değerleri, kavisli tasarımdakilere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. Bu duruma, bağlantı

alanlarındaki altyapı kalınlığının ön bölge restorasyonlarda, arka bölge restorasyonlara kıyasla daha küçük olmasının sebep olmuş olabileceği düşünülmektedir. Köprü restorasyonları için, gövdelere gelen yüklerin çapalara aktarılması esnasında, en kritik bölgelerin bağlantı alanları olduğu ve bağlantı alanlarının arttırılması ile yük altındaki stres konsantrasyonunun azaltılabileceği bilinmektedir (228).

Türk ve ark.(229) yayınlamış oldukları bir çalışmada, metal ve zirkonya altyapılı kuron restorasyonlarının kırılma dayanımlarını, iki farklı venerleme tekniği kullanarak karşılaştırmışlardır. Mevcut çalışma ile ortak olarak değerlendirilmiş olan, tabakalama yöntemi ile venerlenmiş metal ve zirkonya altyapı gruplarının bulguları göz önüne alındığında; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya koyulmamasına rağmen, metal altyapıların kırılma dayanımı değerleri, zirkonya altyapılardan daha yüksek bulunmuştur. Mevcut çalışmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya koyulabildiğinden; numerik olarak bu çalışma ile paralellik görülse de, istatistiksel olarak çalışmalar birbirini desteklememektedir.

Kılıçarslan ve ark.(198) bir çalışmalarında metal altyapılı üç üyeli köprü restorasyonlarının kırılma dayanımlarını, metal, lityumdisilikat ve zirkonya altyapılı inley çapalı köprü restorasyonlarının kırılma dayanımları ile karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre zirkonya altyapılı üç üyeli inley çapalı köprü restorasyonları ile metal altyapılı köprü restorasyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmadıklarını bildirmişlerdir. Bu çalışmada üç üyeli metal altyapılı köprü restorasyonlarının ortalama kırılma dayanımı değerleri 1318 N olarak kaydedilirken, sunulan çalışmada 2091 N olarak kaydedilmiştir. Çalışmadaki metal altyapıların NiCr olmasının ve üç nokta eğme testi kullanılmış olmasının böyle bir farkı ortaya çıkarmış olabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmada, elde edilen siman aralığı hacim değerleri ile kırılma dayanımı değerlerinin korelasyonları incelenmiştir (Tablo 4-14). Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilen metal altyapılı örneklerde, uyum ve dayanım arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmemiştir. Döküm yöntemi ile elde edilen metal altyapılı örneklerde, siman hacmi ve kırılma dayanımı arasında negatif yönde istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon tespit edilmiştir. Siman hacmi değeri arttıkça restorasyonun uyumu azaldığı için, tespit edilen negatif korelasyon, uyum ile dayanım arasında pozitif bir korelasyon olduğunu göstermektedir. Bu bulgular döküm grubu için, uyumu daha yüksek olan

restorasyonların kırılma dayanımının da daha yüksek olduğunu göstermektedir. Zirkonya altyapılı örneklerde ise, döküm grubunun aksine siman hacmi ile kırılma dayanımı değerleri arasında pozitif bir korelasyon gözlenmiştir. Bu grup için, daha uyumlu olan restorasyonlar ön bölge restorasyonlar iken; kırılma dayanımları, arka bölge restorasyonlara göre daha düşük bulunmuştur. Bu durumu “uyum arttıkça kırılma dayanımı azalır” şeklinde yorumlamanın yanıltıcı olabileceği düşünülmektedir. Ön bölge restorasyonlardaki bağlantı alanları, tasarım aşamasında sistemin önerdiği optimal boyutlarda ayarlanmış olmakla birlikte; anatomik ve estetik yapılardan kaynaklı olarak arka bölge restorasyonlardaki bağlantı alanlarından daha küçük olmasının, kırılma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bulunmasına neden olmuş olabileceği düşünülmektedir. Uyum ve dayanım arasındaki korelasyonun daha doğru yorumlanabilmesi için, gelecekte yapılacak olan çalışmalarda, aynı bağlantı alanına ve dış formlarına sahip olan düz ve kavisli restorasyonların karşılaştırılması gerektiği söylenebilmektedir.

Yapılan çalışmanın şartları ve sınırlamaları dahilinde aşağıda belirtilen sonuçlara varılmaktadır;

1. Döküm, lazer sinterleme ve zirkonya altyapılı köprü restorasyonlarının ortalama marjinal ve internal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altındadır.
2. Venerleme işlemi; döküm, lazer sinterleme ve zirkonya altyapılı köprü restorasyonlarının uyumlarını etkilemekte; siman hacminin artmasına neden olmaktadır.
3. Döküm yöntemi ile elde edilmiş olan metal altyapılı restorasyonlarda, kavis varlığı, restorasyonun genel uyumsuzluğunu arttırmaktadır.
4. Lazer sinterleme yöntemi ile elde edilmiş olan metal altyapılı restrasyonlarda, kavis varlığı restorasyonun genel uyumunu etkilememektedir.
5. Zirkonya altyapılı restorasyonlarda, kavis varlığı restorasyonun genel uyumunu olumlu etkilemektedir.

6. Düz köprü tasarımında, döküm yöntemi ile elde edilen metal altyapılı restorasyonların siman hacimleri, venerleme öncesi ve sonrasında, zirkonya altyapılı restorasyonlardan daha düşüktür.
7. Metal altyapı grupları arasında, venerleme öncesinde döküm ve lazer sinterleme yöntemleri arasında fark bulunmazken; venerleme sonrasında döküm yöntemi ile daha uyumlu restorasyonlar elde edilebilmiştir.
8. Kavisli köprü tasarımında, venerleme öncesi ve sonrasında zirkonya altyapılı restorasyonlar en iyi uyumu gösterirken, döküm metal altyapılı restorasyonlar ise yöntemler arasında en düşük uyumu göstermektedir.
9. Tüm gruplar için, en yüksek uyum marjinal yüzeylerde görülürken; en düşük uyum oklüzyonda etkin olan yüzeylerde tespit edilmiştir.
10. Düz köprü tasarımında, marjinal ve aksiyal yüzey uyumsuzluklarında gruplar arasında fark gözlenmezken; oklüzyonda etkin yüzeylerde en yüksek uyumsuzluğu zirkonya altyapılı restorasyonlar, en düşük uyumsuzluğu ise döküm yöntemi ile elde edilen metal altyapılı restorasyonlar sergilemiştir.
11. Kavisli köprü tasarımında, marjinal yüzey uyumsuzluklarında gruplar arasında fark gözlenmezken; aksiyal yüzeylerde uyumsuzluğu en yüksek grup döküm grubu; oklüzyonda etkin yüzeylerde ise uyumu en yüksek grup zirkonya altyapı grubu olarak gözlenmiştir.
12. Düz köprü tasarımında, eklemeli üretim yönteminin kullanıldığı lazer sinterleme ile elde edilen metal altyapı grubunda, molar dişlerin uyumu daha yüksek bulunurken; eksiltmeli yöntemlerin kullanıldığı gruplarda molar ve premolar dayanaklar arasında fark gözlenmemiştir.
13. Düz köprü tasarımındaki döküm grubu hariç tüm gruplarda, restorasyonların gövdeye bakan aksiyal duvar uyumsuzlukları, dışa bakan aksiyal duvarlardan daha yüksek bulunmuştur.
14. En düşük kırılma dayanımı değerini zirkonya altyapılı grup sergilemiştir. Metal altyapılı gruplar arasında, düz köprü tasarımında fark saptanmazken; kavis varlığında döküm grubunun daha düşük dayanım değerleri sergilediği gözlenmiştir.

15. Zirkonya altyapı ve döküm yöntemi ile elde edilmiş metal altyapı gruplarının kırılma dayanımları, kavis varlığından olumsuz etkilenirken; lazer sinterleme ile elde edilmiş olan metal altyapılı restorasyonların kırılma dayanımları, kavis varlığından olumlu etkilenmiştir.
16. Döküm grubunda restorasyonun uyumu ile kırılma dayanımı arasında pozitif bir korelasyon gözlenirken; zirkonya grubunda negatif bir korelasyon gözlenmiştir.



KAYNAKLAR

1. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. 1985.
2. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavrek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri. Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2005;22:41–8.
3. Tylman SD. Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics. 1970.
4. Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. J Prosthet Dent. 1973;
5. Yamamoto M. Metal-Ceramics. Quintessence Publishing Co Inc; 1985.
6. McLean JW. The Science And Art Of Dental Ceramics vol 1. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 1979.
7. Schillingburg H. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. Chicago; 1996.
8. Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature review. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1983.
9. Fernandes Neto AJ, Panzeri H, Neves FD, Do Prado RA, Mendonça G. Bond strength of three dental porcelains to Ni-Cr and Co-Cr-Ti alloys. Braz Dent J. 2006;17(1):24–8.
10. HUANG H-H, LIN M-C, LEE T-H, YANG H-W, CHEN F -I., WU S-C, et al. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. J Oral Rehabil [Internet]. 2005 Mar [cited 2020 Jan 24];32(3):206–12. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2842.2004.01411.x>
11. Kim MJ, Choi YJ, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. Marginal accuracy and internal fit of 3-D printing laser-sintered Co-Cr alloy copings. Materials (Basel). 2017;
12. Asgar K. Casting metals in dentistry: past--present--future. Adv Dent Res [Internet]. 1988 Aug [cited 2020 Feb 5];2(1):33–43. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3073783>
13. Shillingburg H HS. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 1981.
14. Tangsgoolwatana J, Oda Y, Sumii T. The pattern design for evaluation of castability of nickel-chromium alloys. Bull Tokyo Dent Coll [Internet]. 1990 May [cited 2020 Feb 5];31(2):117–23. Available from:

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2131164>
15. Messer RLW, Lucas LC. Cytotoxicity of nickel-chromium alloys: Bulk alloys compared to multiple ion salt solutions. *Dent Mater.* 2000;16(3):207–12.
 16. Rekow ED. CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future. *J Can Dent Assoc [Internet]*. 1992 Apr [cited 2020 Feb 5];58(4):283, 287–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1591643>
 17. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010 Nov;37(11):866–76.
 18. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. Vol. 55, *Dental Clinics of North America*. 2011. p. 559–70.
 19. Palin W, Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update [Internet]*. 2005 Dec [cited 2020 Feb 5];32(10):566–72. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16379431>
 20. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):346–53.
 21. Van Noort R. the future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28:3–12.
 22. Shellabear M, Nyrhilä O. DMLS – Development history and state of the art. In *Erlangen, Germany*; 2004.
 23. ASTM F2792-12. Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies. ASTM International. 2012.
 24. Gibson I, Rosen D, B. S. Additive manufacturing technologies. In: *3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing*. In: New York: Springer-Verlag. 2nd ed. 2015. p. 498.
 25. Çelik İ, Karakoç F, Çakır M., Duysak A. Hızlı Prototipleme Teknolojileri ve Uygulamaları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilim Enstitüsü Derg.* 2013;31.
 26. Masri R, Driscoll C. *Clinical Applications of Digital Dental Technology*. John Wiley & Sons, Inc; 2015.
 27. Vayre B, Vignat F, Villeneuve F. Metallic additive manufacturing: State-of-the-art review and prospects. *Mech Ind.* 2012;13(2):89–96.
 28. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for 3D Metal Printing in Dentistry. *Curr Oral Heal Reports.* 2017;4:201–8.
 29. Derby B. Inkjet printing ceramics: From drops to solid. *J Eur Ceram Soc.*

- 2011;31(14):2543–50.
30. Tara MA, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal–ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Int J Prosthodont*. 2011;24(1):46–8.
 31. Bourell D, Evans R, Chen S, Barrow S. Rapid manufacturing of functional parts using In.Ltration Post-Processing, In: *Proceedings Of The Fourth Laser Assisted Net Shape Engineering*. LANE. 2004;1:93–104.
 32. Tolochko N, Mozzharov S, Yadroitsev I, Laoui T, Froyen L, Titov V, et al. Balling processes during selective laser treatment of powders. *Rapid Prototyp J*. 2004;10:78–87.
 33. Murr LE, Amato KN, Li SJ, Tian YX, Cheng XY, Gaytan SM, et al. Microstructure and mechanical properties of open-cellular biomaterials prototypes for total knee replacement implants fabricated by electron beam melting. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4(7):1396–411.
 34. Christian Nelson J, Vail NK, Barlow JW, Beaman JJ, Bourell DL, Marcus HL. Selective Laser Sintering of Polymer-Coated Silicon Carbide Powders. *Ind Eng Chem Res*. 1995;34(5):1641–51.
 35. Wilkes J, Hagedorn YC, Meiners W, Wissenbach K. Additive manufacturing of ZrO₂-Al₂O₃ ceramic components by selective laser melting. *Rapid Prototyp J*. 2013;19(1):51–7.
 36. http://en.wikipedia.org/wiki/Fused_deposition_modeling.
 37. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont*. 2019 Feb 1;28(2):146–58.
 38. Sood AK, Ohdar RK, Mahapatra SS. Experimental investigation and empirical modelling of FDM process for compressive strength improvement. *J Adv Res*. 2012;3(1):81–90.
 39. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*. 2006 Jun 17;29(3–4):317–35.
 40. Magitot E. The history of the mutilation of teeth. *Dent Items Int*. 1892;15:356.
 41. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 3rd ed. İstanbul: İ.Ü. Basım Evi ve Film Merkezi; 1990. 7–10 p.
 42. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and

- current practice. *Aust Dent J*. 2011;56(1):84–96.
43. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*. 1965;
 44. Sukumaran VG, Bharadwaj N. Ceramics in Dental Applications [Internet]. Vol. 7, Ceramics in Dental Applications. [cited 2020 Feb 12]. Available from: <http://www.sbaoi.org>
 45. Craig R. Restorative Dental Materials. 11th ed. St. Louis, Mosby Company; 2002.
 46. Alla RK. Dental Materials Science. 1st ed. Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Ltd; 2013.
 47. LACY A, AM L. THE CHEMICAL NATURE OF DENTAL PORCELAIN. *Chem Nat Dent Porc*. 1977;
 48. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 4th ed. Quintessence Publishing Co Inc; 2008.
 49. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc*. 1993;124(2):72.
 50. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Taylor A, editor. Mosby Elsevier. Elsevier; 2013. 169–172 p.
 51. Rosenblum MA, Schulman A. A Review of All-Ceramic Restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997 Mar 1;128(3):297–307.
 52. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Twiggs SW. Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. *Dent Mater*. 1993;9(4):269–73.
 53. Nayır E. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. 7th ed. İstanbul: İ.Ü. Basım Evi; 1999. 60–80 p.
 54. Yoshinari M, Dérand T. Fracture Strength of All-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* [Internet]. 1994 [cited 2020 Feb 13];7(4):329–38. Available from: <https://web.a.ebscohost.com/abstract?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=08932174&AN=37703290&h=Zx6r1m05%2BqSrCmRULw0%2Fzoth9DDJTgW4N57ywhlVL58rzAS3h1RboSdJUX0h2DBKv%2BjaqfIgPK8oyHmXsT2qsA%3D%3D&crl=c&resultNs=AdminWebAuth&resultLoc>
 55. Vallittu PK. Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement. *Non-Metallic Biomaterials for Tooth Repair and Replacement*. 2012.
 56. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of Dental Ceramics in a Simulated Oral Environment. *J Dent Res*. 1986;65(7):993–

- 7.
57. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Vol. 17, Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995). 1996. p. 779–82, 784.
58. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the Dry and Wet Fatigue Properties of Three All-Ceramic Crown Systems. *Int J Prosthodont*. 1998;11(3):255–62.
59. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. New Delhi, India: Elsevier India Pvt Ltd; 2010.
60. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1992;67(6):859–65.
61. Atala MH, Gul E. How to strengthen dental ceramics. *Int J Dent Sci Res*. 2015;3(2):24–7.
62. Anusavice KJ, Shen C, Lee RB. Strengthening of Feldspathic Porcelain by Ion Exchange and Tempering. *J Dent Res*. 1992;71(5):1134–8.
63. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18–32.
64. Asaoka K, Kuwayama N, Tesk JA. Influence of Tempering Method on Residual Stress in Dental Porcelain. *J Dent Res*. 1992;71(9):1623–7.
65. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry. Practice Fundamentals. *Implant Dent*. 1995;4:167–68.
66. Maller SU, Thangaraj DN, Maller S. From Ceramics to Ceramic Steel: Genesis. *J Orofac Res*. 2012;2(3):139–45.
67. Özpinar B. Farklı Yöntemlerle Hazırlanan Polikristalin Seramik Yüzeyleri İle Farklı Kalınlıklardaki Üst Yapı Porselenlerinin Mikroçekme Bağ Dayanımlarının Araştırılması. Ege Üniversitesi; 2010.
68. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1989;62(5):536–41.
69. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995). 1998.
70. Madhavan S, Anand. Methods of strengthening ceramics. *J Pharm Sci Res*. 2015;7(10):873–7.
71. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20:1–25.

72. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*. 2001;3(1):45–64.
73. Creugers NHJ, Käyser AF, van't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1994;22(6):448–52.
74. Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc*. 1998;26(2):130–6.
75. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):333–52.
76. Martin MP. Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2012;6:2–5.
77. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont*. 2016;28(3):227–35.
78. Maziero Volpato CA, Altoe Garbelotto LGD, Celso M, Bondioli F. Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. In: *Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment*. 2011.
79. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35(11):819–26.
80. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Jt Surg*. 2003;85(4):73–84.
81. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*. 1999;15(6):426–33.
82. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*. 2004;25(11):2153–60.
83. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3):299–307.
84. Denissen H, Crossed D, Signozic A, Van Der Zel J, Van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*. 2000;84(5):506–13.

85. Bal BS, Garino J, Ries M, Rahaman MN. Ceramic Materials in Total Joint Arthroplasty. *Semin Arthroplasty*. 2006;17(3–4):94–101.
86. Rühle M, Claussen N, Heuer AH (Arthur H, American Ceramic Society. Science and technology of zirconia II. 1984;12:842.
87. EVANS AG, HEUER AH. Transformation Toughening in Ceramics: Martensitic Transformations in Crack-Tip Stress Fields. *J Am Ceram Soc*. 1980;63(5–6):241–8.
88. Goff JP, S. H, Clausen KN, Hayes W. Defect structure of yttria-stabilized zirconia and its influence on the ionic conductivity at elevated temperatures. *Phys Rev B - Condens Matter Mater Phys*. 1999;59(22).
89. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*. 2008;24(3):289–98.
90. Robert Kelly J. Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. 2004;48:513–30.
91. Muñoz-Saldaña J, Balmori-Ramírez H, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res*. 2003;18(10):2415–26.
92. Santos GC, Santos MJMC, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic Restorations. *J Can Dent Assoc (Tor)*. 2009;75(5):379–84.
93. Cottom BA, Mayo MJ. Fracture toughness of nanocrystalline $\text{ZrO}_2\text{-3mol\% y}_2\text{o}_3$ determined by vickers indentation. *Scr Mater*. 1996;34(5):809–14.
94. Basu B. Toughening of yttria-stabilised tetragonal zirconia ceramics. *Int Mater Rev*. 2005;50(4):239–56.
95. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*. 2000;2(2):139–47.
96. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J*. 2013;7:118–22.
97. Rogers JM, Weber W. Ceramic Materials are Not all the same. *Spectr Dialogue*. 2007;6.
98. Tholey MJ, Swain M V., Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater*. 2009;25(7):857–62.
99. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-

- term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2004;71B(2):381–6.
100. Zhang Y, Lawn B. Damage Accumulation and Fatigue Life of Particle-Abraded Ceramics. *Int J Prosthodont*. 2006;19(5):442–8.
 101. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2006;96(3):154–64.
 102. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535–43.
 103. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*. 2005;21(5):476–82.
 104. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil*. 2014;41(4):314–22.
 105. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*. 2004;25(24):5539–45.
 106. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of Low-Temperature Environmental Exposure on the Mechanical Properties and Structural Stability of Dental Zirconia. *J Prosthodont*. 2012;21(5):363–9.
 107. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*. 1981;3–4:489–93.
 108. Zhu WZ, Zhang XB. Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200 °C to 350 °C in air. *Scr Mater*. 1999;40(11):1229–33.
 109. al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal (Canadian Dental Association)*. 1998.
 110. Shriharsha P, Dagmar V, Sujith S, Tomas V. A new oxide-based high-strength all-ceramic material: An overview. *J Indian Prosthodont Soc*. 2007;7(4):175–8.
 111. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of

- fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*. 2004 Sep 1;25(20):5045–52.
112. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2003;90(3):247–54.
 113. McIntyre FM. Five-Year Follow-up With Procera All-Ceramic Crowns. *Yearb Dent*. 2006;36(2):105–13.
 114. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol*. 1983;10(6):563–78.
 115. Valderhaug J, Heløe LA. Oral Hygiene in a Group of Supervised Patients with Fixed Prostheses. *J Periodontol*. 1977;48(4):221–4.
 116. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*. 2005 Jun 1;32(6):441–7.
 117. Ali A, Khaledi R, Farzin M, Fathi AH, Pardis S. The Effect of Pattern Materials on the Marginal Gap of Metal Copings Fabricated On Titanium Implant Abutments. *J Oral Heal Dent Manag*. 2016;15(3).
 118. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989;62(4):405–8.
 119. Suárez MJ, De Villaumbriosa, Pablo González, Pradíes G, Lozano JFL. Comparison of the Marginal Fit of Procera AllCeram Crowns with Two Finish Lines. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003;16(3):229–32.
 120. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent*. 1990;63(1):26–31.
 121. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991;66(6):747–53.
 122. Sailer I, Dent M, Fehér A, Filser F, Nat R, Gauckler LJ, et al. Five-Year Clinical Results of Zirconia Frameworks for Posterior Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont*. 2007;20(4).
 123. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*. 2004;92(3):250–7.
 124. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Von Steyern PV, Fukushima S.

- Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil.* 2005;32(7):526–30.
125. Fransson B, Øilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater.* 1985;1(5):197–9.
 126. BOENING KW, WALTER MH, REPPEL P -D. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehabil.* 1992;19(3):281–7.
 127. Zhao Y, Wang H, Li Y. The effect of tooth preparation design on the CAD/CAM all-ceramic coping crown's fitness. *Chinese J Stomatol.* 2003 Sep 1;38(5):330–2.
 128. Castillo de Oyagüe R, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A, Monticelli F, Toledano M, Osorio R. Influence of CAM vs. CAD/CAM scanning methods and finish line of tooth preparation in the vertical misfit of zirconia bridge structures. *Am J Dent.* 2009 Apr 1;22(2):79–83.
 129. Beuer F, Juliane Richter Stumbaum M, Edelhoff D. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings European Tooth Wear Consortium View project. *Quintessence Int.* 2009;40(3).
 130. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):555–60.
 131. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LCC, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig.* 2014;18:515–23.
 132. Perakis N, Belser UC, Magne P. Final impressions: a review of material properties and description of a current technique. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24:109–17.
 133. Persson ASK, Odén A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater.* 2009;25(7):929–36.
 134. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: Influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont.* 2011;20(2):153–60.
 135. Petrie CS, Walker MP, O'Mahony AM, Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent.* 2003;90(4):365–72.

136. Walker MP, Alderman N, Petrie CS, Melander J, McGuire J. Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. *J Prosthodont*. 2013;22(5):362–6.
137. Renne W, McGill ST, Forshee KV, Defee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *J Prosthet Dent*. 2012 Nov 1;108(5):310–5.
138. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*. 2009;102:378–84.
139. ORTEGA R, GONZALO E, GOMEZ-POLO M, LOPEZ-SUAREZ C, SUAREZ MJ. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. *Dent Mater J*. 2017 Jul 25;36(4):387–93.
140. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Suarez MJ. Marginal and Internal Discrepancies of Posterior Zirconia-Based Crowns Fabricated with Three Different CAD/CAM Systems Versus Metal-Ceramic. *Int J Prosthodont*. 2015;28(5):509–11.
141. Gaikwad BS, Nazirkar G, Dable R, Singh S. Comparative evaluation of marginal fit and axial wall adaptability of copings fabricated by metal laser sintering and lost-wax technique: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2018;18(1):47–52.
142. Arora A, Yadav A, Upadhyaya V, Jain P, Verma M. Comparison of marginal and internal adaptation of copings fabricated from three different fabrication techniques: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2018;18(2):102–7.
143. Real-Voltas F, Romano-Cardozo E, Figueras-Alvarez O, Brufau-de Barbera M, Cabratosa-Termes J. Comparison of the Marginal Fit of Cobalt-Chromium Metal-Ceramic Crowns Fabricated by CAD/CAM Techniques and Conventional Methods at Three Production Stages. *Int J Prosthodont*. 2017;30(3):304–5.
144. Kim EH, Lee DH, Kwon SM, Kwon TY. A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. *J Prosthet Dent*. 2017;117(3):393–9.
145. Öñöral Ö, Ulusoy M, Seker E, Etikan İ. Influence of repeated firings on marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of metal-ceramic restorations fabricated with different techniques. *J Prosthet Dent*. 2018;120(3):415–20.

146. James AE, Umamaheswari B, Lakshmi CBS. Comparative evaluation of marginal accuracy of metal copings fabricated using direct metal laser sintering, computer-aided milling, ringless casting, and traditional casting techniques: An in vitro study. *Contemp Clin Dent*. 2018;9(3):421–6.
147. Park JK, Lee WS, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(2):122–8.
148. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, et al. Effect of Sintering on the Marginal and Internal Fit of CAD/CAM-fabricated Zirconia Frameworks. *Dent Mater J*. 2007;26(6):820–6.
149. Ushiwata O, de Moraes JV, Bottino MA, da Silva EG. Marginal fit of nickel-chromium copings before and after internal adjustments with duplicated stone dies and disclosing agent. *J Prosthet Dent*. 2000;83(6):634–43.
150. Fasbinder DJ. CAD/CAM ceramic restorations in the operatory and laboratory. *Compend Contin Educ Dent*. 2003 Aug 1;24(8):595–8, 600–4; quiz 605.
151. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*. 1990;64(1):18–24.
152. Vahidi F, Egloff ET, Panno F V. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991 Oct 1;66(4):426–31.
153. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2005;93(4):346–55.
154. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;84(4):419–24.
155. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems: A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand*. 1993;51(4):201–6.
156. 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. *Eur J Oral Sci*. 2005 Apr;113(2):174–9.
157. Stappert CFJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J*. 2004;196:766–70.
158. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiao YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet*

- Dent. 2002;87(3):248–55.
159. Dahl BE, Rønold HJ, Dahl JE. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):400–4.
 160. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, et al. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont.* 2014 Dec 1;23(8):610–7.
 161. Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: Comparison of 2D and 3D measurement methods. *J Prosthet Dent.* 2018;119(1):75–81.
 162. Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Influence of different CAM strategies on the fit of partial crown restorations: A digital three-dimensional evaluation. *Oper Dent.* 2018;43(5):530–8.
 163. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016;32(7):908–14.
 164. 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. *J Prosthet Dent.* 2015;114(2):223–8.
 165. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TAPN, Zancopé K, Davi LR, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent.* 2014 Nov 1;112(5):1134–40.
 166. Ban S, Anusavice KJ. Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *J Dent Res.* 1990;69(12):1791–9.
 167. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002;15(4):339–46.
 168. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Hämmerle CHF, Roos M. Evaluation of flexural strength of hiped and presintered zirconia using different estimation methods of Weibull statistics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;10:227–34.
 169. Sadighpour L, Geramipناه F, Raeesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *J Dent Tehran Univ Med Sci.* 2006;3(3).
 170. Fischer H, Dautzenberg G, Marx R. Nondestructive estimation of the strength of

- dental ceramic materials. *Dent Mater.* 2001;17(4):289–95.
171. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJR. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics - Part I. *J Dent.* 1997;25(5):289–95.
 172. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater.* 1990;6(3):181–4.
 173. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater.* 1995;11(2):142–6.
 174. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):120–8.
 175. Sakaguchi L, Powers J. Testing of Dental Materials and Biomechanics. In: Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. United States Elsevier; 2008.
 176. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of Mechanical Properties of Dental Ceramic Core Materials in Combination with Porcelains. *Int J Prosthodont.* 1998;11(2):183–9.
 177. Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater.* 2006;
 178. Chai J, Chu FCS, Chow TW, Liang BMH. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont.* 2007;20(6):587–95.
 179. Morrell R, McCormick NJ, Bevan J, Lodeiro M, Margetson J. Biaxial disc flexure - modulus and strength testing. *Br Ceram Trans.* 1999;98(5):234–40.
 180. Zeng K. Flexure Tests on Dental Ceramics Article in The International journal of prosthodontics. *Int J Prosthodont.* 1996;9(5):434–9.
 181. |CADstar | Digital Dental Solutions [Internet]. [cited 2021 Mar 7]. Available from: <https://www.cadstar.dental/en/>
 182. Fornax T - centrifugal induction casting • Bego Canada [Internet]. [cited 2021 Mar 7]. Available from: <http://begocanada.com/en/product/conventional-technique/preheating-and-casting/fornax-t/>
 183. 3D Systems ProX 100 3D Printer - reviews, specs, price [Internet]. [cited 2021 Mar 7]. Available from: <https://www.treatstock.com/machines/item/168-prox-100>
 184. ICE Zirkon Translucent [Internet]. [cited 2021 Mar 7]. Available from: <https://www.zirkonzahn.com/en/products/millable-materials/ice-zirkon-translucent>

185. yenadent [Internet]. [cited 2021 Mar 7]. Available from: <https://www.yenadent.com.tr/Machines/page-11/#summary>
186. (No Title) [Internet]. [cited 2021 Mar 7]. Available from: https://www.yena.com.tr/resources/YENADENT_FURNACE_2016.pdf
187. Gunsoy S, Ulusoy M. Evaluation of marginal/internal fit of chrome-cobalt crowns: Direct laser metal sintering versus computer-aided design and computer-aided manufacturing. *Niger J Clin Pract*. 2016 Sep 1;19(5):636–44.
188. Daou EE, Ounsi H, Özcan M, Al-Haj Husain N, Salameh Z. Marginal and internal fit of pre-sintered Co-Cr and zirconia 3-unit fixed dental prostheses as measured using microcomputed tomography. *J Prosthet Dent*. 2018 Sep 1;120(3):409–14.
189. Ogino Y, Nomoto S, Sato T. Effect of Connector Design on Fracture Resistance in Zirconia-based Fixed Partial Dentures for Upper Anterior Region. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2016;57(2):65–74.
190. Şeker E, Ozcelik TB, Rathi N, Yilmaz B. Evaluation of marginal fit of CAD/CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data. *J Prosthet Dent*. 2016 Jan 1;115(1):47–51.
191. Lövgren N, Roxner R, Klemendz S, Larsson C. Effect of production method on surface roughness, marginal and internal fit, and retention of cobalt-chromium single crowns. *J Prosthet Dent*. 2017;118(1):95–101.
192. Edwards Rezende CE, Sanches Borges AF, Macedo RM, Rubo JH, Griggs JA. Dimensional changes from the sintering process and fit of Y-TZP copings: Micro-CT analysis. *Dent Mater*. 2017;33(11):405–13.
193. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci*. 2008 Dec 1;116(6):579–84.
194. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont*. 2008 Dec;17(8):621–6.
195. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Güth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig*. 2016;20:283–9.
196. Mehrpour H, Farjood E, Giti R, Barfi Ghasrdashti A, Heidari H. Evaluation of the Flexural Strength of Interim Restorative Materials in Fixed Prosthodontics. *J Dent*

- (Shiraz, Iran). 2016 Sep;17(3):201–6.
197. Karaokutan I, Sayin G, Kara O. In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(1):27–31.
 198. Kiliçarslan MA, Sema Kedici P, Cenker Küçükeşmen H, Uludağ BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2004 Oct;92(4):365–70.
 199. Att W, Stamouli K, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand*. 2007;65(1):14–21.
 200. Geminiani A, Lee H, Feng C, Ercoli C. The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent*. 2010 May;103(5):275–82.
 201. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int (Berl)*. 2009;40:655–62.
 202. Michalakakis KX, Stratos A, Hirayama H, Kang K, Touloumi F, Oishi Y. Fracture Resistance of Metal Ceramic Restorations with Two Different Margin Designs After Exposure to Masticatory Simulation. *J Prosthet Dent*. 2009;102:172–8.
 203. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*. 1998;11(6):602–9.
 204. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of allceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2002;10(1):15–22.
 205. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*. 1966;16:297–305.
 206. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: A systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010;37(11):866–76.
 207. Baig MR, Tan KBC, Nicholls JJ. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent*. 2010 Oct 1;104(4):216–27.
 208. Su TS, Sun J. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *J Prosthet*

- Dent. 2016;116:362–7.
209. Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of Two Digital Implant Impression Systems Based on Confocal Microscopy with Variations in Customized Software and Clinical Parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(1):56–64.
 210. Dauti R, Cvikl B, Lilaj B, Heimel P, Moritz A, Schedle A. Micro-CT evaluation of marginal and internal fit of cemented polymer infiltrated ceramic network material crowns manufactured after conventional and digital impressions. *J Prosthodont Res*. 2019 Jan 1;63(1):40–6.
 211. Peng CC, Chung KH, Yau HT, Ramos V. Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. *J Prosthet Dent*. 2020 Mar 1;123(3):514–22.
 212. Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2017 Aug 1;118(2):200–7.
 213. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontol Scand*. 2005;63:361–6.
 214. Onoral O. Marginal discrepancy of 3-unit Co-Cr metal copings fabricated with additive and subtractive manners: A comparative study. *Niger J Clin Pract*. 2020;23:1274–80.
 215. Kara R. Comparison of Marginal and Internal Fit of Different CAD/CAM Copings. *Int J Dent Sci Res*. 2020 Apr 19;8(4):105–11.
 216. Sharma M, Bansal A, Panthi S, Malik S, Sharma A. To Evaluate the Marginal Fit of Metal Copings Fabricated by Conventional Casting Procedure and Direct Metal Laser Sintering Technology – an In Vitro Study. *Dent J Adv Stud*. 2017;5(1):39–46.
 217. Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Serrano B, Suarez M. Marginal Vertical Discrepancies of Monolithic and Veneered Zirconia and Metal-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses. *Int J Prosthodont*. 2016 May;29(3):256–8.
 218. Nassif QK, Alshaarani FF. Influence of porcelain firing on changes in the marginal fit of metal-ceramic fixed partial dental prostheses fabricated with laser sintering: An in vivo study. *Dent Med Probl*. 2020;57(2):185–90.

219. Kocaağaoğlu H, Albayrak H, Kilinc HI, Gümüş HÖ. Effect of repeated ceramic firings on the marginal and internal adaptation of metal-ceramic restorations fabricated with different CAD-CAM technologies. *J Prosthet Dent*. 2017 Nov 1;118(5):672–7.
220. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil*. 2010;37:283–91.
221. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomater*. 2009;5:3231–9.
222. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999 Jun 1;81(6):652–61.
223. Rezende CEE, Borges AFS, Gonzaga CC, Duan Y, Rubo JH, Griggs JA. Effect of cement space on stress distribution in Y-TZP based crowns. *Dent Mater*. 2017 Feb 1;33(2):144–51.
224. Mühlemann S, Lakha T, Jung RE, Hämmerle CHF, Benic GI. Prosthetic outcomes and clinical performance of CAD-CAM monolithic zirconia versus porcelain-fused-to-metal implant crowns in the molar region: 1-year results of a RCT. *Clin Oral Implants Res*. 2020 Sep 1;31(9):856–64.
225. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci*. 2007 Apr;115(2):161–6.
226. Larsson C, Holm L, Lövgren N, Kokubo Y, Vult Von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil*. 2007 Sep;34(9):702–9.
227. Sarafidou K, Stiesch M, Dittmer MP, Jörn D, Borchers L, Kohorst P. Load-bearing capacity of artificially aged zirconia fixed dental prostheses with heterogeneous abutment supports. *Clin Oral Investig*. 2012 Jun;16(3):961–8.
228. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int (Berl)*. 1996;27(10):701–6.
229. Turk AG, Ulusoy M, Yuce M, Akin H. Effect of different veneering techniques on the fracture strength of metal and zirconia frameworks. *J Adv Prosthodont*.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

LAZER SİNERLEME, DÖKÜM VE ZİRKONYA ALTYAPILARIN
UYUM VE DAYANIMLARININ ARAŞTIRILMASI

ORJİNALLIK RAPORU

%7

BENZERLİK ENDEKSİ

%6

İNTERNET KAYNAKLARI

%2

YAYINLAR

%5

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

Submitted to Istanbul University

Öğrenci Ödevi

%2

2

Submitted to Okan Üniversitesi

Öğrenci Ödevi

%1

3

nek.istanbul.edu.tr:4444

İnternet Kaynağı

%1

4

www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

<%1

5

www.yumpu.com

İnternet Kaynağı

<%1

6

docplayer.biz.tr

İnternet Kaynağı

<%1

7

www.researchgate.net

İnternet Kaynağı

<%1

8

Submitted to Bahcesehir University

Öğrenci Ödevi

<%1

9

earsiv.atauni.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%1