

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

KONVANSİYONEL VE DİJİTAL TEKNİKLER İLE
ÜRETİLEN ENDOKRONLARDA MARJİNAL VE İNTERNAL
UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ

DUYGU ECE KESKİN

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ GAYE SAĞLAM

ZONGULDAK

2023

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

KONVANSİYONEL VE DİJİTAL TEKNİKLER İLE
ÜRETİLEN ENDOKRONLARDA MARJİNAL VE İTERNAL
UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ

DUYGU ECE KESKİN

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ GAYE SAĞLAM

Bu Tez Çalışması Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Tarafından Desteklenmiştir (Proje No: 2022-33822697-01).

ZONGULDAK

2023

TEZ KABUL ve ONAY

‘KONVANSİYONEL VE DİJİTAL TEKNİKLER İLE ÜRETİLEN ENDOKRONLARDA MARJİNAL VE İTERNAL UYUMUN DEĞERLENDİRİLMESİ’ başlıklı bu çalışma jüri üyelerimiz tarafından değerlendirilerek, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan:

Üye:

Üye:

Üye:

Üye:

ONAY: Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

TARİH:

Prof. Dr. Zehra SAFİ ÖZ

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca her zaman desteğini hissettiğim, insani ve ahlaki değerlerini hep örnek aldığım, yardımlarını bir an bile benden esirgemeyen, sevgili danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Gaye SAĞLAM'a,

Doktora eğitimim boyunca her türlü bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Prof. Dr. Seda CENGİZ'e, Prof. Dr. Ayşegül KÖROĞLU'na, Dr. Öğr. Üyesi Şükriye Ece GEDUK'a, Prof. Dr. Baran Can SAĞLAM'a ve Doç. Dr. Gediz GEDUK'a,

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm çalışma arkadaşlarıma,

Bu çalışmaya maddi destek veren Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Tüm hayatım boyunca her konuda yanımda olan ve bana destek veren değerli aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Duygu Ece KESKİN
Kasım 2023, ZONGULDAK

ÖZET

Duygu Ece KESKİN. Konvansiyonel ve Dijital Teknikler İle Üretilen Endokronlarda Marjinal Ve İnternal Uyumun Değerlendirilmesi. Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Zonguldak, 2023.

Aşırı madde kaybı olan kök kanal tedavili dişlerin restorasyonunda uygulanabilecek tedavi seçenekleri arasında endokronlar iyi bir seçimdir. Endokron restorasyonların başarılı olabilmesi için marjinal ve internal uyumlarının yüksek olması gerekmektedir. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte dijital yöntemlere eğilim artmaktadır. Çalışmamızda konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemleri kullanılarak, lityum disilikat içerikli seramik bloklar ile CAD-CAM ve ısı-basınç yöntemleriyle üretilen endokronların marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırılması amaçlandı. Alt 1. molar dişlere (n=40) kök kanal tedavisinin ardından endokron kavimleri açıldı ve dişler 4 gruba (n=10) ayrıldı. Birinci grupta konvansiyonel ölçü ve elde mum tekniğinden yararlanarak ısı-basınç yöntemi ile (CON), ikinci grupta dijital ölçü ve CAD-CAM mum diskinden kazıma tekniğinden yararlanarak ısı-basınç yöntemi ile (DCD), üçüncü grupta dijital ölçü ve rezin paterni 3B yazıcı ile üretim tekniğinden yararlanıldı ve endokron üretim aşaması boyunca ısı-basınç yöntemi (D3D) kullanıldı ve dördüncü grupta dijital ölçü ve CAD-CAM cihazından kazıma yöntemi ile (DC) endokronlar üretildi. Tüm restorasyonların silikon replikaları elde edilerek stereomikroskop cihazında replikaların marjinal ve internal aralıkları ölçüldü. İstatistik analiz yapıldı. İntraoral dijital ölçü, 3B yazıcı ile üretilen rezin patern, ısı-basınç tekniği ile elde edilen endokronlarda en yüksek marjinal uyum görüldü. İntraoral dijital ölçü, CAD-CAM mum diskten kazınan mum patern, ısı-basınç tekniği ile elde edilen endokronlarda en yüksek internal uyum görüldü. Elde edilen tüm örneklerin marjinal ve internal uyumu klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde bulundu. Dijital ölçü yöntemi ile elde edilen endokronlarda daha yüksek marjinal uyum elde edildi.

Anahtar Sözcükler: Endokron, CAD-CAM, Marjinal uyum, Lityum disilikat seramik, 3B yazıcı

ABSTRACT

Duygu Ece KESKİN. Evaluation of Marginal and Internal Adaptation of Endocrowns Fabricated using Conventional and Digital Techniques. Zonguldak Bülent Ecevit University, Institute of Health Sciences, Department of Prosthodontics, Doctoral Thesis, Zonguldak, 2023.

Endocrowns are a good choice among the treatment options that can be applied in the restoration of root canal treated teeth with excessive material loss. For successful endocrown restorations, high marginal and internal compatibility is required. With the development of technology, the tendency towards digital methods is increasing. In this study, it is aimed to compare the marginal and internal fit of endocrowns fabricated by CAD-CAM and heat-pressure technique with lithium disilicate ceramic blocks using conventional and digital impression methods. After root canal treatment of the lower first molars (n=40), endocrown preparations were done and the teeth were divided into 4 groups (n=10). In the first group, conventional impressions and manual wax patterns obtained, and endocrowns were produced by heat-pressure technique (CON), in the second group digital impression were taken and wax patterns milled from CAD-CAM wax discs, endocrowns were produced by heat-pressure technique (DCD), in the third group digital impressions were taken and endocrown resin patterns obtained by using 3D printer, heat-pressure technique (D3D) were used for endocrown fabrication, in the fourth group, digital impressions were taken and endocrowns milled by using CAD-CAM (DC). Silicone replicas of all restorations were obtained, marginal and internal gaps of the replicas were measured using a stereomicroscope. Statistical analysis was performed. The highest marginal fit was observed in the group D3D, which digital impression, 3D printed resin pattern and heat-pressed technique were used. The highest internal fit was observed in the group DCD, which digital impression, CAD-CAM milled wax patterns, and heat-pressure technique were used. The marginal and internal fit of all samples obtained were found to be within clinically acceptable limits. A higher marginal fit was obtained in endocrowns obtained with the digital impression technique.

Keywords: Endocrown, CAD-CAM, Marginal fit, Lithium disilicate ceramic, 3D printer

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
TEZ KABUL ve ONAY	iii
ÖNSÖZ	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
ŞEKİL DİZİNİ	xii
TABLO DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kök Kanal Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler	3
2.1.1. Biyolojik değişiklikler	3
2.1.2. Mekanik değişiklikler	3
2.2. Kök Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyonu.....	5
2.2.1. Amalgam restorasyonlar	5
2.2.2. Direkt kompozit restorasyonlar	5
2.2.3. Post-kor restorasyonlar	6
2.2.4. Tam kronlar	7
2.2.5. İnley, onley, overley restorasyonlar.....	7
2.3. Endokron Restorasyonlar	8
2.3.1. Endokronun endikasyonları	9
2.3.2. Endokronların kontrendikasyonları	10
2.3.3. Endokronların avantajları	10
2.3.4. Endokronların preparasyon tekniği.....	10
2.3.5. Endokronların yapımında kullanılan materyaller	11
2.4. Dental Seramikler	12
2.4.1. Dental seramiklerin tarihçesi	13
2.4.2. Dental seramiklerin yapısı	14
2.4.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması	15
2.5. Tam Seramikler	16
2.5.1. Tam seramik restorasyonların avantajları	16
2.5.2. Tam seramik restorasyonların dezavantajları	17

2.5.4. Tam seramik sistemlerin kontrendikasyonları.....	17
2.5.5. Tam seramiklerin sınıflandırılması.....	18
2.5.6. Tam seramiklerin üretim yöntemleri	24
2.6. CAD-CAM Sistemleri.....	25
2.6.1. CAD-CAM avantajları.....	26
2.6.2. CAD-CAM dezavantajları	26
2.6.3. CAD-CAM üretim metotları.....	26
2.7. CAD-CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller.....	27
2.7.1. Feldspatik Seramik Bloklar	27
2.7.2. Lössit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar	27
2.7.3. Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Seramik Bloklar	28
2.7.4. Zirkonya.....	28
2.7.5. Lityum Disilikat ve Zirkonyum Dioksit	28
2.7.6. PMMA	29
2.7.7. Hibrit seramik bloklar	29
2.7.8. Nanoseramikler.....	29
2.7.9. Oksit seramikler.....	30
2.7.10. Cam infiltre oksit seramik bloklar	30
2.7.11. Sinterlenmiş oksit seramikler	31
2.7.12. Polimer CAD-CAM blokları	32
2.7.13. Kompozitler	32
2.7.14. Metal bloklar.....	32
2.7.15. PEEK (Polieter eter keton)	33
2.7.16. CAD-CAM mum disk	33
2.8. Eklemeli Üretim Yöntemi	34
2.8.1. Stereolitografi (SLA)	36
2.8.2. Eriyik yığıma modelleme (FDM-Fused Deposition Modelling)	37
2.8.3. Seçici elektron ışınli ergitme (SEBM-Selective Electron Beam Melting)	38
2.8.4. Seçici lazer sinterleme (SLS-Selective Laser Sintering)	39
2.8.5. Seçici lazer ergitme (SLM-Selective Laser Melting)	39
2.8.6. Mürekkep baskı (Inkjet Printing)	40
2.9. Protetik Diş Tedavisinde Ölçü	40
2.9.1. Diş hekimliğinde kullanılan ölçü maddeleri.....	41

2.9.2. Diş Hekimliğinde Ölçü Yöntemleri.....	45
2.10. Marjinal ve İnternal Uyum	47
2.10.1. Marjinal uyumun ölçülmesinde kullanılan yöntemler	49
2.10.2. Marjinal uyumu etkileyen faktörler	51
3. GEREÇ VE YÖNTEM	52
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	52
3.2. Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması.....	52
3.3. Endokron Preparasyonlarının Hazırlanması.....	53
3.3.1. CON grubunun ölçüsünün alınması	56
3.3.2. DCD, D3D ve DC gruplarının ölçülerinin alınması	57
3.3.3. CON grubunun tasarlanması	59
3.3.4. DCD grubunun tasarlanması	59
3.3.5. D3D grubunun tasarlanması	60
3.3.6. DC grubunun tasarlanması	62
3.3.7. CON, DCD ve D3D gruplarındaki restorasyonların üretimi	63
3.3.8. DC grubundaki restorasyonların üretimi	65
3.3.9. CON, DCD, D3D ve DC gruplarındaki restorasyonların polisajı	67
3.4. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçümü	67
3.5. İstatistik Analiz.....	69
4. BULGULAR	71
5. TARTIŞMA	97
6. SONUÇ	113
7. KAYNAKLAR	114
8. EKLER.....	132
Ek 1. Etik Kurul Onayı.....	132
9. ÖZGEÇMİŞ	133

SİMGELER VE KISALTMALAR

3B	3 boyutlu
3D	Three-Dimensional
μm	Mikrometre
ABS	Akrilonitril Bütadien Stiren plastik
ADA	Amerikan Dişhekimleri Birliği
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$	Kaolin
ATZ	Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya
B_2O_3	Bor oksit
Bis-MEPP	2,2-bis 4-methacryloxypolyethoxyphenyl propane
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
CAM	Bilgisayar destekli üretim
CeO_2	Seryum oksit
DMA	Dimetakrilat
FDM	Eriyik yığma modelleme
FEF	Freeze-from Extrusion Fabrication
GPa	Gigapaskal
HT	Yüksek translusent
$\text{K}_2\text{Mg}_5\text{SiO}_2\text{OF}_4$	Florapatit
K_2O	Potasyum oksit
$\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 4\text{SiO}_2$	Feldspatik
LDM	Multi-jet Modelling
LT	Yüksek parlaklık
LOM	Laminated Object Manufacturing
MgO	Magnezyum oksit
MPa	Megapaskal
Na_2O	Sodyum oksit
$\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$	Albit
NaOCl	Sodyum hipoklorit
nm	Nanometre
PC	Polikarbonat
PEEK	Polieter eter keton
PPSU	Polifenilen sülfon reçineleri
PPP	Polyjet Photo-polymerization
SEBM	Seçici elektron ışınli ergitme
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SiO_2	Silika
SiO_4	Silisyum tetrahidrat
SLA	Stereolitografi
SLM	Seçici lazer ergitme
SLS	Seçici lazer sinterleme
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
STL	Standart mozaikleme dili
T	Translusent
TEGDMA	Trietilen glikol dimetkrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
VMM	Optik Ölçüm Tekniği

Y_2O_3	İtriyum oksit
Y-TZP	İtriyumla Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristal
Zr_2O	Zirkonyum oksit
ZrO_2	Zirkonyum dioksit
ZTA	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina



ŞEKİL DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
1. İnley, Onley, Overlay Restorasyonların Şematik Görünümü	8
2. Endokron Restorasyonu	8
3. Endokron Restorasyonunun Şematik Görünümü.....	9
4. Endokron Preparasyonunun Şematik Görünümü.....	11
5. Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller İçin Önerilen Sınıflandırma	19
6. Eklemeli Üretim Teknolojisi.....	34
7. 3B Yazıcı.....	35
8. 3B Yazıcılar ile Üretim Sürecinin Şematik Görünümü	35
9. SLA Yöntemi	37
10. FDM Üretim Tekniği	38
11. SEBM Yöntemi.....	38
12. SLS Yöntemi	39
13. SLM Üretim Süreci	40
14. Sürekli ve İsteğe Bağlı Mürekkep Baskı Yöntemi.....	40
15. Ölçü Maddelerinin Sınıflamasının Şematik Görünümü.....	41
16. Holmes ve Arkadaşlarının Uyumsuzluk Terminolojisi.....	47
17. Endokron Frez Seti.....	53
18. Endokron Preparasyon Görüntüsü	54
19. Grupların Şematik Görünümü.....	55
20. A Silikon Ölçü Materyali	56
21. CON Grubundaki Örneklerin Alçı Modelleri	56
22. Ağız İçİ Tarayıcı	57
23. Restorasyon Tipi, Tasarım Şekli, Materyal Seçimi ve Dijital Ölçü.....	58
24. Görüntünün Ark Üzerine Yerleştirilmesi ve Marjin Çizimi	58
25. CON Grubundaki Örneklerin Mum Modelajı.....	59
26. CAD-CAM Mum Diskten Kazınacak Örneklerin Tasarımı	60
27. CAD-CAM Mum Diskten Mum Örneklerin Kazınması.....	60
28. Endokron Örneklerin Modellemesinin Yapılması	61
29. 3B Yazıcı ve Baskı.....	61
30. Kırılma Cihazı	61
31. Siman Aralıklarının Ayarlanması	62
32. Endokron Tasarımı.....	63

33. Tijleme ve Manşete Alma	64
34. Ön Isıtma Fırını	64
35. GC İnitil Lisi İngotlar	64
36. Presleme Fırını	65
37. Isı-Basınç Yöntemi ile Üretilen Endokronlar	65
38. GC İnitil Lisi Bloklar	66
39. Restorasyon ve Tijin Blok İçerisinde Konumlandırılması	66
40. CAD-CAM Kazıyıcı	66
41. CAD-CAM Cihazında Üretilen Endokronlar	67
42. Sof-Lex Lastikler	67
43. Silikon Replika	68
44. Bukko-Lingual ve Mezio-Distal Kesitlerin Görüntüsü	69
45. Stereomikroskop Cihazı ve Görüntünün Bilgisayara Aktarımı	69
46. Program Üzerinden Aralık Ölçümlerinin Yapılması	69
47. Gruplara Ait Ortanca Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	72
48. Marjinal Aralık Ortanca Değerlerinin Şematik Görünümü	73
49. Gruplara Göre Ortanca Aksiyo-Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.	74
50. Gruplara Göre Ortanca Aksiyal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	75
51. Gruplara Göre Ortanca Aksiyo-Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	76
52. Gruplara Göre Ortanca Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	77
53. Gruplara Göre Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü... ..	78
54. Gruplara Göre Ortanca Bukko-Lingual Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü... ..	80
55. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	81
56. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Aksiyo-Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	82
57. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Aksiyal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	83
58. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Aksiyo-Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	84

59. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	85
60. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	86
61. Bölgelere Göre Grupların Ortanca Mezio-Distal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	87
62. Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	88
63. Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Aksiyo-Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	89
64. Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Aksiyal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	90
65. Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Aksiyo-Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	91
66. Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	92
67. Gruplara Göre Mezio-Distal Yöndeki Ortanca Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü	93
68. Gruplara Göre Bukko-Lingual Ve Mezio-Distal Yönde Ortalama Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.....	94
69. Gruplara Göre Bukko-Lingual ve Mezio-Distal Yönde Ortalama İnternal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.....	95

TABLO DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
1. Grup Adı ve Üretim Yöntemi.	54
2. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Teknik Bilgileri.	55
3. Gruplara Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal, Aksiyo-Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-Pulpal, Pulpal Aralık Değerleri... ..	71
4. Marjinal Aralık Açısından Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.	72
5. Aksiyo-Marjinal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.	73
6. Aksiyal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.	74
7. Aksiyo-Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.....	75
8. Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.....	76
9. Her Bir Gruba Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması..	77
10. Bukko-Lingual Yönden Gruplara Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal, Aksiyo-Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-Pulpal, Pulpal Aralık Değerleri.	79
11. Marjinal Aralık Açısından Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.. ...	80
12. Aksiyo-Marjinal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.	81
13. Aksiyal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.	82
14. Aksiyo-Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.....	83
15. Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.....	84
16. Her Bir Gruba Ait Bukko-Lingual Yönden Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.	85
17. Mezio-Distal Yönden Gruplara Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal, Aksiyo-Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-Pulpal, Pulpal Aralık Değerlerinin Gruplara Göre Karşılaştırılması.....	87
18. Marjinal Aralık Açısından Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.	88
19. Aksiyo-Marjinal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.	89
20. Aksiyal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.	90
21. Aksiyo-Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.....	91
22. Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.....	92

23. Her Bir Grupta Mezio-Distal Yönden Gruplara Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.	92
24. Bukko-Lingual ve Mezio-Distal Yönden Ortalama, Standart Sapma, Ortalama, En Düşük ve En Yüksek Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.....	94
25. Bukko-Lingual ve Mezio-Distal Yönden Ortalama, Standart Sapma, Ortalama, En Düşük ve En Yüksek İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması... ..	95



1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisi sonucu vitalitesini kaybeden dişlerin, vital dişlere oranla biyomekanik başarısızlık riski daha yüksektir. Literatürde kök kanal tedavili dişlerin restorasyonunda kullanılacak materyal ve tedavi planlaması hakkında çok sayıda araştırma yapılmasına karşın, bu dişlerin ideal tedavi protokolü tartışmalı bir konudur (1). Restorasyonun kalitesi ile kök kanal tedavili dişlerin klinik başarısı arasında doğrudan ilişki olduğunu gösteren pek çok araştırma mevcuttur (2, 3).

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte, kök kanal tedavili dişlerin geleneksel restorasyonunda uygulanan post-korlara alternatif olarak endokron restorasyonlar uygulanmaya başlanmıştır. Endokronlar 1999 yılında Bindl ve Mormann tarafından, koronal sert doku kaybı bulunan kök kanal tedavili posterior dişlerin restorasyonu için adeziv endodontik kronlar olarak tanımlanmıştır (4). Endokron restorasyonlar tek parça, monoblok yapıdadırlar (5). Endokronların kolay uygulanabilmesi, seans sayısının az olması, preparasyon esnasında sağlam diş yapısının korunabilmesi, kısa, kalsifiye, tıkalı kanallara sahip dişlere uygulanabilmesi, diş kökünde perforasyon ve kırık meydana getirme riskinin olmaması ve yetersiz oklüzal mesafeye sahip hastalarda uygulanabilmesi gibi birçok avantajı vardır (5). Endokronlar indirekt kompozit veya seramik sistemlerle üretilebilirler. Yüksek estetik ve mekanik özellikleri sayesinde feldspatik seramikler, rezin matrisli seramikler, lösit bazlı seramikler, lityum disilikat ve türevleri endokronların yapımında tercih edilmektedir (6). Seramik endokronların üretiminde CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) veya ısı-basınç teknikleri kullanılmaktadır. CAD-CAM tekniği direkt bloklar üzerinden kazıma yapılması esasına dayanır. Isı-basınç tekniği ise mum elde edilmesi, uçurulması ve basınçla seramik ingotların şekillendirilmesi esasına dayanır (7). Isı-basınç tekniğinde mum elde etmenin de çeşitli yöntemleri bulunmaktadır. Bu yöntemler manuel, CAD-CAM mum diskten kazınarak veya 3 boyutlu (3B) yazıcılar ile üretim olarak sıralanabilir.

Konvansiyonel ölçü yöntemi ve kullanılan materyallerdeki gelişmeler her zaman iyi sonuç vermemekte, bazen ölçü alma işleminin tekrarlanması gerekmektedir. Alınan ölçü net olsa bile, ölçü dökümü sırasında diş teknisyenine, kullandığı malzemeye ve tekniğine bağlı bazı problemler de istenilen özellikte restorasyonun üretilmesine engel olabilmektedir (8). Bunun gibi faktörlerden dolayı hekimler ölçü işleminde CAD-CAM teknolojisini kullanmayı tercih etmektedir.

Kök kanal tedavili dişlerin restorasyonunda amaç, sağlam diş dokusunun kırılmasını engellemek, koronal sızıntı yoluyla kök kanal sisteminin kontamine olmasını önlemek ve kayıp diş dokularını yerine koyarak fonksiyonu sağlamaktır (1). Aşırı madde kaybı olan kök kanal tedavisi uygulanmış dişlerde yapılacak ideal restorasyon, hem işlevi hem de estetiği sağlamalı aynı zamanda sağlam diş dokusunu korumalı ve marjinal sızıntı göstermemelidir.

Protetik restorasyonlarda görülen uyumsuzluklar; hassasiyete, mikrosızıntıya, plak birikimine, çürüğe, gingivitise, pulpa irritasyonuna ve diş kaybına sebep olabildiği gibi restorasyonların kullanım zamanını azaltarak yenilenmesini gerektirmekte, buna bağlı olarak malzeme, maliyet ve emek kaybına sebep olmaktadır. Sabit restorasyonların preparasyonundan sonra alınan ölçü ve restorasyonun üretim şekli marjinal ve internal uyumu etkileyerek restorasyonun başarısında önemli bir faktör olarak ortaya çıkmaktadır. Uyumu iyi olan restorasyonların mekanik özellikleri de olumlu yönde etkilenmektedir. Üretilen restorasyonların marjinal uyumu periodontal dokuların sağlığını etkilerken, internal uyumu restorasyonların klinik ömrünü ve retansiyonunu önemli derecede etkilemektedir (9).

Bu çalışmada konvansiyonel ve dijital ölçü ve üretim teknikleri kullanılarak üretilen lityum disilikat endokronların marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

Bu tez çalışmasında konvansiyonel ölçü, konvansiyonel elde mum, ısı-basınç tekniği ile elde edilen, intraoral dijital ölçü, CAD-CAM mum diskten kazınan mum patern, ısı-basınç tekniği ile elde edilen, intraoral dijital ölçü, 3B yazıcı ile üretilen rezin patern, ısı-basınç tekniği ile elde edilen, intraoral dijital ölçü, CAD-CAM bloktan kazıma ile elde edilen endokronların marjinal ve internal uyumu silikon replikalar ile stereomikroskop altında değerlendirildi.

Hipotezlerimiz;

1. Konvansiyonel ve dijital teknikler ile üretilen endokron restorasyonlarının marjinal ve internal uyumları arasında fark gözlenmeyeceği,
2. Mezio-distal ve bukkal-lingual yönde marjinal ve internal uyum arasında fark gözlenmeyeceği tez çalışmasının hipotezlerini oluşturmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Protetik diş tedavisinde, kaybedilen diş formunun, fonksiyonun ve estetik görünümün tekrar kazandırılması amaçlanmaktadır. Çürük, travma ya da eski restorasyonlar gibi faktörler sonucu, kök kanal tedavili dişler kırılmaya yatkın hale geldiklerinden dolayı, protetik tedavileri önemlidir (1, 10). Aşırı madde kaybı olan kök kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonunda kullanılacak materyalin ve tekniğin seçimi, restorasyonun direncini ve uyumunu arttırmak açısından oldukça önemlidir. Bu dişler, post-kor ve kron restorasyonlarla, amalkor restorasyonlarla, pin tutuculu restorasyonlarla, amalgam/kompozit rezin restorasyonlarla, seramik inley, onley ve endokronlar ile restore edilebilirler. Kök kanal tedavili dişlere yapılan restorasyonlar ile, kanal tedavisinden sonra kalan diş dokusunun kırılması önlenmeli, koronal sızıntı engellenerek kök kanal sisteminin kontamine olması önlenmeli ve kayıp diş dokusunun yerini alarak, dişin fonksiyon görmesi sağlanmalıdır (11).

2.1. Kök Kanal Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Kök kanal tedavisi sonucu dişlerde biyolojik, mekanik ve estetik değişiklikler meydana gelmektedir.

2.1.1. Biyolojik değişiklikler

Kök kanal tedavili dişlerde, zamanla % 9-10'luk nem kaybı görülür. Bu nem kaybı, serbest suda meydana gelen değişim olarak açıklanmaktadır ve bu değişim canlılığını kaybeden dişlerin özelliklerini etkileyerek dentinde büzölmeye ve strese sebep olur (12). Nem kaybı, dentinde yapısal değişime neden olmasına rağmen dentin sıvısındaki organik ve inorganik komponentlerde bir değişim gözlenmemektedir (13). Kollajen bağ yapısının bozulmasından dolayı dişlerin kırılmaya karşı direnci azalmaktadır.

2.1.2. Mekanik değişiklikler

Kök kanal tedavisi sırasında irrigasyon ajanları ve kalsiyum hidroksit kullanımından dolayı, dentin yapısında organik ve inorganik madde içeriği

değişmektedir. Buna bağlı olarak dişin elastikiyeti, mikrosertliği ve bükülme dayanıklılığı azalmaktadır (14). Çiğneme esnasında diş üzerine gelen kuvvetin büyüklük, şiddet ve yönü periodontal ligamentlerde bulunan mekanoresöptörler ve kaslarda bulunan duyu reseptörleri aracılığıyla algılanmaktadır. Pulpanın diştten uzaklaştırılması ile birlikte duyusal geri bildirim mekanizması ortadan kalkar ve dişin kırılma riski artar. Dişteki sert doku miktarına ve anatomik form bütünlüğüne bağlı olarak dişin yapısal dayanıklılığı değişmektedir. Kök kanal tedavisinden sonra doku kalitesinde meydana gelen değişimin, dişin biyomekanik özelliği üzerinde önemli bir etkisi bulunmamaktadır. Kök kanal tedavisi uygulanacak dişe giriş kavitesinin küçük boyutlu hazırlanması mekanik olarak dişin kırılma dayanımını minimum miktarda etkilemektedir (15).

Kök kanal tedavili dişlerde çürük, eski restorasyonlar ya da endodontik giriş kavitesi gibi nedenlerden dolayı sert doku kaybı meydana gelir. Çeşitli nedenlerle gerçekleştirilen sert doku kaybının, vitalitesini kaybeden dişlerdeki dayanıklılığın azalmasında önemli bir etkisi vardır (16). Kök kanal tedavisi uygulanan dişlerde meydana gelen kırıklar, küçük kasp kırığından diş çekimini gerektirecek kök kırığına kadar farklılık göstermektedir. Kavite preparasyonuna marjinal sırtların dahil edilmesi bu değişkenliğin en büyük sebebidir. Yapılan çalışmalar marjinal sırtları kapsayan kavite preparasyonunun dişlerin kırılma direncini azalttığını göstermektedir (17, 18).

2.1.3. Estetik değişiklikler

Diş hekimliğinde kullanılan geçici dolgu maddeleri, amalgam gibi materyaller veya kök kanal tedavisinde kullanılan hemorajik ürünler gibi faktörlere bağlı olarak dişlerde renk değişikliği meydana gelebilmektedir. Kök kanal tedavisi gören her on diştten birinin renklendiği bildirilmektedir (19). Bunun, bakteriyel ve travmatik nedenlerle görülen, hemolizle serbest hale gelen kan yıkım ürünlerinden kaynaklandığı (20) ya da pulpa odasının yetersiz genişletilip, yetersiz temizlenmesinin neden olduğu, pulpa boynuzlarında nekrotik doku kalmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (21).

2.2. Kök Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyonu

Aşırı madde kaybı olan kök kanal tedavili dişleri restore etmek için direkt ve indirekt yöntemler uygulanabilir. İndirekt restorasyonların, direkt restorasyonlara kıyasla sızdırmazlığı ve kırılmaya karşı direnci daha yüksektir ancak yapımı daha uzun sürer ve daha maliyetlidir (22). Kaybedilen madde miktarına göre kök kanal tedavili dişlere uygulanacak tedavi seçeneği değişiklik göstermektedir. Madde kaybının az olduğu kanal tedavili dişler direkt dolgu maddeleri ile restore edilmektedir. Kök kanal tedavili dişlerin kırılma direnci, kalan sağlam diş yapısına bağlı olduğu için, çürük ya da travma sonucu aşırı madde kaybı olmadığı sürece post veya kronlar gerekmemektedir. Kök kanal tedavili dişlerin restorasyonu, kalan sağlam diş yapısını korumalıdır aynı zamanda kök kanalının yeniden enfekte olmasını engellemeli ve dişin kayıp yapılarını onarmalıdır.

2.2.1. Amalgam restorasyonlar

Amalgam fiziksel ve mekanik özellikler açısından dayanıklı bir materyaldir. Fakat diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanamaması, renklenmeye neden olduğundan dolayı estetiği engellemesi, içeriğindeki cıvanın toksik olması gibi özelliklerinden dolayı günümüzdeki endikasyonu sınırlıdır. Bunun gibi sebeplerden dolayı amalgamın alternatifi olarak çeşitli materyaller geliştirilmiştir (23, 24).

2.2.2. Direkt kompozit restorasyonlar

Direkt kompozit restorasyonlarda amaç dişten minimum doku kaybı ile maksimum fonksiyon, tutuculuk, dayanıklılık ve estetik sağlamaktır (25).

Kompozit restorasyonların elastik modülü dişinkine yakın olduğundan dolayı kırılmaya karşı dirençleri yüksektir ve marjinal uyumun sağlanması kolaydır. Bu restorasyonlarda herhangi bir problem olduğu zaman intraoral olarak tamir edilebilirler. Dezavantajları, abrazyona direncinin seramiklere kıyasla daha düşük olması ve uzun dönem renk stabilitesinin yeterli olmaması sayılabilir (26).

Direkt kompozit rezin restorasyonlar, küçük endodontik giriş kavitesi mevcutsa, marjinal sırtlar, fasiyal ve lingual duvarlar sağlamsa, kalan diş doku miktarı yeterliyse ve fraktür riski düşükse uygulanabilir (27). Bu restorasyonlar posterior

dişlere uygulanacağı zaman, parafonksiyonel alışkanlıkların olmadığı, anterior rehberliğin ve kanin koruyucu rehberliğin lateral kuvvetlerinin engellendiği durumlarda uygulanır (21).

2.2.3. Post-kor restorasyonlar

Günümüzde kron harabiyetinin fazla olduğu kök kanal tedavili dişlere post-kor restorasyonlar sıklıkla uygulanmaktadır. Bu sistem post ve kor olarak hazırlanır.

Post, kök kanalının içinde kalır, restorasyonlara destek ve tutuculuk sağlar. Kök kanal boyunun 2/3'üne kadar uzanabilmektedir (28). Kor, koronal kısımda yer alan, post ile birleşen ve preparasyonu yapılan dişin formunu taklit eden kısımdır.

Post-kor restorasyonların endikasyonları

1. Pinli kor yapımıyla, tutucu oluklarla, yardımcı kavitelerle, asitle pürüzlendirme ve bağlanma yöntemleri ile onarılması mümkün olmayan, kalan koronal madde miktarının az olduğu dişlerde,
2. Mine displazisi ve distrofisi gibi gelişim anomalileri sebebiyle koronal madde kaybı olan dişlerin restorasyonunda,
3. Travmadan kaynaklanan kırılmalar ve şekil bozukluklarının tedavisinde,
4. Kök desteği ve retansiyonun gerekli olduğu overdenture protezlerde ataçmanların köklere post-kor halinde birleşmesinin gerekli olduğu durumlarda,
5. Malpoze dişlerde düzeltme amaçlı yapılan preparasyon sonucunda kalan sağlam diş dokusunun yetersiz olduğu durumlarda post-korlar endikedir (29).

Post-kor restorasyonların kontrendikasyonları

1. Yetersiz kök kanal dolgusu varlığında,
2. Kökte çatlak ve fraktür varlığında,
3. Kök kanal tedavisine izin vermeyen kırılmaya yatkın olan ince köklü dişlerde,
4. Hiperkalsifiye kök kanallarında,
5. Başarısız kök kanal tedavisi sonucunda perfore olan dişlerde,
6. Perapikal lezyonların varlığında,

7. Oral hijyenin yetersiz olduğu ve motivasyonu sağlanamayan kişilerde post-kor yapımı kontrendikedir (29).

Post-kor restorasyonlarda amaç, kalan koronal yapıyı korumak ve kaybolan koronal diş yapısını yeniden sağlamaktır. Bu sistemin, kalan diş yapısını desteklediği düşünülmese de rağmen yapılan çalışmalar postların güçlendirme etkisinin bulunmadığını, hatta post-kor ve kron uygulamasının dişin zayıflamasına ve perforasyonuna sebep olabileceğini, kökte kırık riskini arttırdığını göstermektedir (24, 30).

2.2.4. Tam kronlar

Çeşitli sebeplerden dolayı koronal diş yapısı kaybının fazla olduğu vakalarda, dişlerdeki dayanıklılık ve sağkalım oranlarını arttırmak için tam kron restorasyonlar tercih edilebilmektedir (31). Tam kronlar, sızdırmazlığı ve kırılma direnci fazla olduğundan dolayı konservatif restorasyonlara göre daha üstün özelliklere sahiptir. Kronun retansiyonu genellikle kök kanalının içine yerleştirilen bir post ile ya da diş preparasyonu ile elde edilir. Preparasyondan sonra kron materyali, oluşturulan kor yapısını kaplar, dişe estetik ve fonksiyon sağlar (32).

2.2.5. İnley, onley, overley restorasyonlar

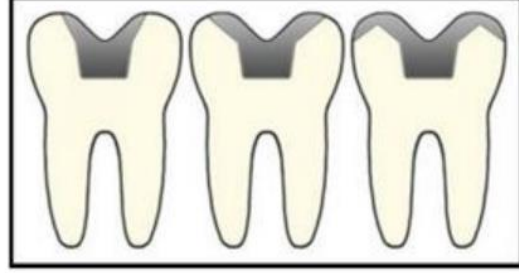
Bu restorasyonlar direkt kompozit yapımının zor olduğu, fazla diş dokusu kaybı bulunan fakat kron restorasyonunun yapımının gerekmediği durumlarda tercih edilir (33).

İnley, onley veya overley restorasyonlar kavite formlarına göre isimlendirilmektedir.

İnley; oklüzal, gingival ve proksimal kavite restorasyonlarında uygulanan, dişin çiğneme yüzeyinin tamamının restoratif materyallerle kaplanmadığı restorasyonlardır. Dişi kuvvetlendirmezler, eksik diş dokusunu tamamlarlar. Genellikle çürük miktarı az olan premolar ve molar dişlerde uygulanırlar.

Onley; çiğneme yüzeyi ve tüberküllerin bir ya da daha fazlasının restoratif materyallerle kaplandığı restorasyonlardır. Dişi gelen kuvvetlere karşı korur, stresi geniş bir alana dağıtırlar.

Overley; bütün çiğneme yüzeyini ve tüberkülleri de içeren, klinik kronun bukkal ve lingual yüzeylerini kaplayan restorasyonlardır (13) (Şekil 1).



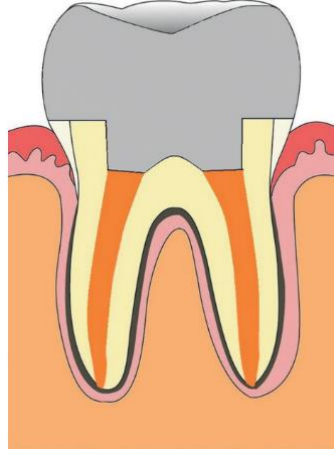
Şekil 1. İnceley, Onley, Overley Restorasyonların Şematik Görünümü (34).

2.3. Endokron Restorasyonlar

Endokronlar, kor ve kron yapısının tek parça olarak monoblok biçimde üretildiği restorasyonlardır (Şekil 2, 3).



Şekil 2. Endokron Restorasyonu.



Şekil 3. Endokron Restorasyonunun Şematik Görünümü (35).

Posteriorde bulunan ve aşırı madde kaybına uğramış dişlerde, dişin post kullanmadan restore edilmesine alternatif olarak uygulanmaktadır (30). Bu restorasyonlar, pulpa odası ve kavite duvarından destek alırlar. Makromekanik retansiyon pulpa duvarlarından, mikromekanik retansiyon ise adeziv simantasyon ile sağlanır. Ferrule etkisi sağlanamayan dişlerde kullanılabilirler (13). Endokronlar aşırı madde kaybı olan kök kanal tedavili premolar ve molar dişlere uygulanabilmesine rağmen literatürde premolar dişlerin değerlendirildiği çok az sayıda çalışma mevcuttur. Endokronlarda tutuculuk ve stabiliteyi sağlayabilmek için yeterli bağlanma yüzeyinin olması gerekir. Premolar dişlerde, kron boyutunun küçük ve pulpa odasının dar olmasından dolayı bağlantı yüzeyi kısıtlıdır. Bu sebeple endokronlarda olması gereken makroretansiyon ve mikroretansiyon, premolar dişlerde yeterli miktarda elde edilemeyebilir (36).

Kök kanal tedavisi uygulanmış dişlerde minimum preparasyonla maksimum doku korunması altın standarttır (13). Minimal invaziv tedavi seçeneği olan endokron, maksimum diş dokusunun korunmasını sağlayarak, kök kanal tedavisinden sonra kırılabilirliği artıran sağlam diş dokusunun yapısal bütünlüğünü zayıflatmaz ve kırılma direncini artırır (1).

2.3.1. Endokronun endikasyonları

1. Klinik kron boyu yetersiz olan dişlerin varlığında,
2. Dişin koronal yapısının aşırı kaybında,

3. Geniş boyutlu madde kaybı bulunan vakalarda,
4. İnteroklüzal mesafesi az olan hastalarda,
5. Kök kanal tedavili dişlerde, geniş kavite varlığında, restorasyon sınırlarının tüberkülleri kapladığı durumlarda,
6. Post yerleştirilmesinin başarısızlıkla sonuçlanabileceği kökü kısa, kıvrımlı, dilasere, kırılğan ya da tıkalı kanallara sahip olan dişlerin restorasyonlarında endikedir (13, 21).

2.3.2. Endokronların kontrendikasyonları

1. Restorasyonla diş dokusu arasındaki yeterli adezyonun sağlanamadığı durumlarda,
2. Pulpa odasının derinliğinin 3 mm'den az olduğu durumlarda,
3. Servikal marjini 2 mm genişlikten daha dar olan hastalarda endokronlar kontrendikedir (13).

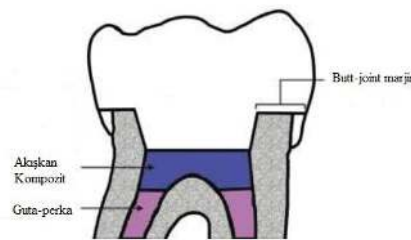
2.3.3. Endokronların avantajları

1. Preparasyon sırasında daha az sağlam doku kaldırılır,
2. Ekonomiktir,
3. Estetiktir,
4. Seans sayıları azdır,
5. Tedavi basittir,
6. Kısa kanallı dişlerde uygulanabilir,
7. Eğri köklü dişlerde ve kalsifiye kanalların olduğu vakalarda uygulanabilir,
8. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu hastalarda uygulanabilir,
9. Supragingival restorasyonlar yapıldığı için plak tutulumu daha azdır,
10. Alerjik ve toksik içeriğe sahip değildir,
11. Post yuvası açılmadığından dolayı kökte perforasyona sebep olmazlar (5).

2.3.4. Endokronların preparasyon tekniği

Endokron preparasyonunda restorasyona yeterli yeri sağlayabilecek miktarda preparasyon yapılmalıdır ve restorasyonda oluşabilecek kırığı önleyecek şekilde

planlama yapımına özen gösterilmelidir. Preparasyondan önce dişte bulunan mevcut dolgular kaldırılmalıdır. Ardından pulpa odasında bulunan siman ve guta-perka artıklarının temizlenmesi gerekir. Endokron preparasyonunda restore edilecek dişler standardize edilemeyeceği için kavite derinliği her dişte farklılık göstermektedir. Bindl ve ark. (4) koronal desteğin sağlanabilmesi için gerekli olan kavite derinliğinin 2-4 mm arasında olması gerektiğini bildirmektedir. Pissis ve ark. (37) premolar dişlerde 5 mm derinlikte ve 3 mm çapında, molar dişlerde ise 5 mm derinlikte ve 5 mm çapında silindirik bir retansiyon kavitesini önermektedir. Pulpa odası anatomik forma uygun şekilde hazırlanır ve hazırlanan kavitede düzensizlikler varsa akışkan kompozit ile doldurulup düzenlenir ve uygun bir frez ile pürüzsüzleştirilir. Kavite duvarları restorasyonun giriş yolunu engellememesi için 8-10°lik açı ile anatomik forma uygun bir şekilde ve kavite iç kenar açıları 90° butt-joint marjin tarzda hazırlanmalıdır. (Şekil 4). Endokron restorasyonların oklüzal kalınlıkları 3-7 mm arasında değişim göstermektedir (5). Mörmann ve ark. (38) bu kalınlığın geleneksel kronlara kıyasla yaklaşık 2 kat fazla olduğunu bu durumun da endokronların kırılma dirençlerinin daha fazla olmasını sağladığını bildirmektedir. Rocca ve ark. (39) materyalin elastik modülüsünden ve dentine benzer stres absorbe etme özelliklerinden yararlanarak, rezin kompozit kullanıldığında, oklüzal düzlemde dikey yönde 1-1,5 mm indirmeyi önermektedirler. Fages ve ark. (40) monoblok seramik materyal kullanıldığında oklüzal yüzeyden en az 2 mm olacak şekilde dentin yüksekliğinin indirilmesi gerektiğini bildirmektedirler.



Şekil 4. Endokron Preparasyonunun Şematik Görünümü (41).

2.3.5. Endokronların yapımında kullanılan materyaller

Devital dişlerde, tüberküleri yerine koyan restorasyonların hangi materyalden üretilmesi gerektiği konusunda net bir bilgi bulunmamaktadır. Endokronlar feldspatik

porselenlerle, güçlendirilmiş cam seramiklerle, hibrit kompozitlerle, CAD-CAM seramiklerle ve kompozit bloklarla üretilebilirler. Rezin kompozitler veya lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik CAD-CAM bloklar hem adeziv simantasyona izin verir hem de iyi mekanik özellikleri vardır ve estetikdir. Rezin içerikli CAD-CAM blokların mekanik özellikleri cam-seramik bloklara göre daha düşüktür. Ayrıca CAD-CAM rezin kompozit blokların kolay yüzey modifikasyonu vardır, tamiri basittir ve çiğneme kuvveti altında stres emici özellikleri bulunmaktadır (42). Restorasyonda seramik materyalinin kullanılması yapının rijit olmasını sağlarken, kompozit rezinin kullanılması dişin yapısına benzer bir biyomekanik etki oluşturur. Hibrit kompozit rezinlerin tamiri ve uygulamasının kolay olması, ayrıca stres absorbe etme özelliğinden dolayı kullanımını öneren araştırmacılar vardır (43). Yapılan çalışmalar lityum disilikatın endokron yapımında en iyi restoratif materyal olduğunu (4, 44) ve güçlendirilmiş seramik kullanımının endokronların performansı üzerinde olumlu etkisi olduğunu göstermektedir (45, 46).

2.4. Dental Seramikler

Dental seramikler, eksik ya da harap olmuş diş dokusunu tamamlamak amacıyla dental protezlerin elde edilmesinde kullanılan materyallerdir (47).

Seramik, metal olmayan maddenin yüksek ısıda pişirilmesi ile ortaya çıkan bir ürün olarak tanımlanır. Cam, nitrit, silikat, metal-oksit ve çimento bu grupta yer alır. Dental alanda kullanılan seramikler, tamamen füzyona uğramamış sinterizasyonla elde edilen cam türevidir. Sinterizasyon, porselenin içerisindeki partiküllerin eritilerek birleştirilmesi olayıdır. Porselen, sinterlemeyle üretilen ve içinde lösit kristallerinin bulunduğu camsı bir matriks olup tümüyle cam faza geçmemiş halde bulunan bir seramik türüdür. Dental alanda kullanılan seramikler metal oksitlerle karıştırılarak kullanıldığı için bunlara okside seramikler denir. Bunlar cam matriks içerisinde kristalize partiküllerin oluşturduğu kitlelerdir (48).

Porselen, yüksek ısıda pişirilen feldspar, kuartz ve kaolinden oluşan bir seramik madde sınıfını ifade eder. Dental seramikler bu sınıfa aittir ve genellikle 'dental porselen' olarak adlandırılırlar. Seramiklere ilave olarak kaolin, silika ve feldspat gibi unsurlar eklenmesi ve yüksek ısıda fırınlanması ile oluşan materyale 'porselen' adı verilir (49).

2.4.1. Dental seramiklerin tarihçesi

Seramik terimi Yunanca ‘keramos, keramikos’ sözcüklerinden gelmektedir (50). Sözcük anlamının tam karşılığı ‘yanık madde’dir. Ancak daha çok ateşte yakılarak özel olarak elde edilen madde anlamında kullanılır.

M.Ö.50’li yıllarda ilk kez Çinliler tarafından kullanılmış ve Avrupa’ya 16. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından getirilmiştir. İlk defa 1723 yılında Pierre Fauchard ‘Le Chirurgien Dentiste’ isimli kitapta seramiğin dental alanda kullanılabileceğini ve porselenin minenin ve dişetin rengini taklit edebileceğini bildirmiştir (51). 1774’te Fransız eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant tarafından ilk porselen yapay dişler üretilerek ve total protezler için kullanılmıştır (51, 52).

Teknolojinin gelişmesiyle beraber hastaların estetik konusundaki beklentilerinin artması, metal destekli porselen restorasyonlarını da etkilemiştir. Bu da kullanılan metal altyapı materyallerinde yeni arayışların ortaya çıkmasına sebebiyet vermiştir ve bu sayede daha estetik olan, metal desteksiz porselenlerin kullanımı gündeme gelmiştir. 1808 yılında İtalyan asıllı diş hekimi Fonzi ilk kez porselen dişlerin arka yüzeyine platin pinler yerleştirilerek metal kaide plağa lehimlenebilmesini sağlayan bir teknik geliştirmiştir (53).

1886’da Charles Land tarafından seramik jaket kron olarak bilinen ilk metal desteksiz kron tanıtılmıştır ve bu da estetik ve fonksiyonel seramik restorasyonların yaratılmasını sağlamıştır. Ancak materyalin kırılğan yapıda olmasından dolayı kullanımını anterior tek diş restorasyonlar ile sınırlı kalmıştır (54).

Veneer kron tanımını ilk kez 1869 yılında W.N Morrison yapmıştır. 1889 yılında C.H Land platin matriksin üzerinde seramiği şekillendirmiştir, 1900 yılında yüksek ısıda pişirilen seramiklerle veneer kronların yapılması rutin olarak uygulanmaya başlamıştır (52). 1907 yılında William H. Taggart ilk defa döküm örneği yapmak için mum kullanmıştır ve böylece yeni bir döküm sistemi geliştirilmiştir.

1976’da McLean ve Sced tarafından çift folyo tekniğiyle platin folyoyu kronun iç yüzüne bırakarak alümina seramik jaket kronun güçlendirilmesi sağlanmıştır (48). 1980’lerden beri estetiği ve dayanıklılığı artırma amacıyla tam seramik sistemler üzerinde çalışmalar yapılmaktadır ve çok sayıda tam seramik sistem geliştirilmektedir (48).

2.4.2. Dental seramiklerin yapısı

Dental seramikler bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan birleşenle çoğunlukla oksijen ile etkileşime girdiği, hem kovalent hem de iyonik bağları içeren yapıdadır. Seramiklerin güçlü olmalarına rağmen kırılğan olması bu bağların kazandırdığı bir özelliktir (55). Dental seramikler, merkezinde silisyum atomu ve çevresinde dört oksijen atomunun kimyasal bağ yapması ile oluşan silisyum tetrahidrattan (SiO_4) meydana gelmektedir. Bu malzemelerin yapısı, bileşen atomlarının düzenli bir periyodik düzenlenmesini sağlayan kristaldir ve iyonik veya kovalent bağ gösterebilir. Seramikler çok güçlü olabilmesine rağmen, aynı zamanda son derece kırılğanlardır. Bu nedenle, bu malzemeler sıkıştırmada güçlü ancak çekmede zayıftır (56). Seramikler, metal içermeyen inorganik bileşiklerdir. Dental seramikler temel olarak farklı miktarlarda kuartz, kaolin ve feldspardan oluşan bileşikler içerirler.

Feldspar, potasyum alüminyum silikat/ortoklas ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_34\text{SiO}_2$) ve albit ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$) karışımından oluşur. Dental seramiklerin içinde %70-80 oranında bulunur. Bu maddenin bağlayıcı bir özelliği vardır. Camsı yapıyı oluşturur ve matriks görevi görerek kuartzların tutunmasını sağlar. Esas olarak potasyum silikat, sodyum silikat ve kalsiyum silikattan oluşur. Feldspar, doğal olarak meydana gelir. Bundan dolayı potasyum oksit (K_2O) ve sodyum oksit (Na_2O) oranı değişebilir. Mevcut porselenlerin çoğu, pişmiş restorasyona yarı saydamlık kazandırdığı için potas feldispat içerir. Potas, 1250°C 'den 1500°C 'ye ısıtıldığı zaman cam oluşturmak için kaolin ve kuvars ile birleşmektedir (57).

Kaolin, dehidrate olan alüminyum silikattır ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_22\text{H}_2\text{O}$). Bağlayıcı görevi görür. Seramik hamuruna elastikiyet verir. Kaolin ayrıca porselen restorasyona opaklık verir, bundan dolayı diş porselenlerinde kaolin az miktarda kullanılır. Cam modifiye ediciler eritici olarak kullanılmaktadır. Yumuşama sıcaklığını düşürürler ve akışkanlığı arttırırlar. Karakteristik gölgeyi sağlamak için renk pigmentleri veya fritler eklenir (58).

Kuartz, silika (SiO_2) yapısındadır, matriksin içerisinde %10-30 oranında bulunur ve doldurucu görevi görür (59). Pişme sonucunda oluşabilecek büzülme engeller ve stabilite sağlar. Kuartz, yüksek erime sıcaklığına sahiptir.

2.4.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler için farklı sınıflandırma sistemleri önerilmiştir. Bu sınıflandırmalar şu şekilde sıralanabilir:

Fırınlama ısısına göre (60):

1. Yüksek ısı seramikleri (1288 °C -1371 °C)
2. Orta ısı seramikleri (1093 °C -1260 °C)
3. Düşük ısı seramikleri (660 °C –1066 °C)
4. Ultra-düşük ısı seramikleri (<850 °C)

Kullanma alanına göre (61):

1. Hareketli protezlerdeki yapay dişlerde kullanılan porselenler
2. Metal destekli restorasyonların üretilmesinde kullanılan porselenler
3. Full porselen kronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler

İşleme tekniğine göre (62):

1. Toz-likit karışımıyla üretilen seramikler
2. Slip-cast yöntemiyle üretilen seramikler
3. Isı-basınç yöntemiyle üretilen seramikler
4. CAD-CAM ile üretilen seramikler

Mikroyapısına göre (56):

1. Cam bazlı sistemler
2. Cam bazlı dolduruculu sistemler
3. Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler
4. Polikristalin katılar

İçeriğine göre (63):

1. Metal Destekli Seramik Sistemler
 - a. Döküm metal altyapı üzerinde bitirilen dental seramikler
 - b. Alüminyum folyo üzerinde bitirilen dental seramikler
2. Metal Desteksiz Seramik Sistemler (Tam Seramikler)

2.5. Tam Seramikler

Estetik görünüme verilen önemin artması ve metal destekli seramiklerin biyouyumluluk ve estetik konusundaki yetersizlikleri alternatif materyaller ve tedavi seçenekleri arayışına bu da tam seramik sistemlerin geliştirilmesine yol açmıştır.

Tam seramik sistemler estetikdir ve ayrıca yüksek translusensiye ve floresans özelliklere sahiptir. Seramik kronlar korozyona ve abrazyona dirençlidir, termal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği mineye ve dentine yakındır.

Seramikler inert olması, renk stabilitesi, yüksek aşınma direnci, düşük ısı iletkenliği, biyouyumluluğu ve estetiği sayesinde diş hekimliğinde kullanılan etkileyici materyallerdir (64). Termal iletkenlik ve termal genleşme katsayısı, mineye ve dentine çok yakın değerdedir. Baskıya dirençleri yüksektir (350–550 MPa), gerilim dirençleri ise düşüktür (20–60 MPa). Doğal diş, ışık geçişine olanak sağlar. Metal destekli seramik kronlar ise sadece ışık yansımaya izin vermektedir. Ancak tam seramik restorasyonlar, ışık geçişine olanak sağladığından, komşu dişler ile uyumlu görünüm sağlanabilir. Seramik restorasyonların başarısı, materyal seçimi, restorasyon tasarımı, oklüzyon ve simantasyon ortamı gibi birçok faktöre bağlıdır (65).

2.5.1. Tam seramik restorasyonların avantajları

1. Işık geçirgenliği özelliği sayesinde doğal dişe yakın estetik görünüm sağlar.
2. Metal altyapıya sahip olmadıklarından alt tabakadan opak veya metal yansımaları olmaz.
3. Isı iletimi ve ısısal genleşme katsayısı doğal dişe yakındır. Bundan dolayı restorasyonun altındaki diş korunmuş olur.
4. Biyolojik uyumu iyidir ve baskı kuvvetlerine karşı dirençlidir.
5. Radyolüsent olduğundan dolayı alttaki dişin radyolojik muayenesine olanak sağlar.
6. Metal destekli porselen restorasyonlarında görülen dişetindeki renkleşme görülmez.
7. Seramik kron ve seramik altyapı bağlantısı çok iyi olduğu için birleşim yerinde ayrılma, kopma gözlenmez.
8. Seramik yüzeylerde metallere kıyasla daha az plak birikir.

9. Metal destekli porselenlerde alaşımdan kaynaklanan korozyon, galvanik akım, toksik ve alerji reaksiyonları görülmez.

2.5.2. Tam seramik restorasyonların dezavantajları

1. Basamaklı kesim gerektiği için maksiller posteriordaki dişlerde uygulaması zordur.
2. Diş kesimi dikkat ve özen gerektirir.
3. Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır.
4. Uzun laboratuvar aşaması vardır.
5. Dikkatli ve titiz çalışma gerektirir.
6. Ek laboratuvar ekipmanı gerektirir.
7. Yüksek maliyetlidir.
8. Başarı oranları metal seramik restorasyonlar kadar yüksek değildir.

2.5.3. Tam seramik sistemlerin endikasyonları

Estetiğin önemli olduğu anterior dişlerde, yeterli interoklüzal mesafe bulunan vakalarda, çürük, aşınmış, kırılmış ve renklenmiş dişlerde, normal diş kavsinin dışında bulunan dişlerin anatomik yapısını sağlayarak estetik görünümü ve çapraşıklıkları düzeltmek için, dişin yapısı ve periodontal sağlığının korunması gereken durumda, kanal tedavisi görmüş dişlerde post-kor ile desteklenmiş dişlerde, parsiyel proteze destek dişlerde tam seramiklerin kullanımı endikedir (52).

2.5.4. Tam seramik sistemlerin kontrendikasyonları

Parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında, yeterli kron boyu mevcut değilse, derin kapanış veya fazla ileri itimin olduğu hastalarda, daha önce basamaksız kesim yapılmış dişlerde, diş preparasyonu sonrası kapanış mesafesinin 1 mm'den az olduğu vakalarda, amelogenesis ve dentinogenesis imperfekta vakalarında, bruksizm ya da düzeltilemeyecek malokluzyona sahip bireylerde tam seramiklerin kullanımı kontrendikedir (52).

2.5.5. Tam seramiklerin sınıflandırılması

Gracis ve ark. tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller için yeni bir sınıflandırma sistemi tanımlamışlardır (66) (Şekil 5).

Bu sınıflandırmaya göre seramikler;

1. Cam-matriks Seramikler

a. Feldspatik Seramikler

b. Sentetik Seramikler

- Lössit bazlı
- Lityum disilikat ve türevleri
- Florapatit bazlı

c. Cam-İnfiltre Seramikler

- Alümina
- Alümina ve magnezyum
- Alümina ve zirkonya

2. Polikristalin Seramikler

a. Alümina

b. Stabilize zirkonya

c. Zirkonya-sertleştirilmiş alümina

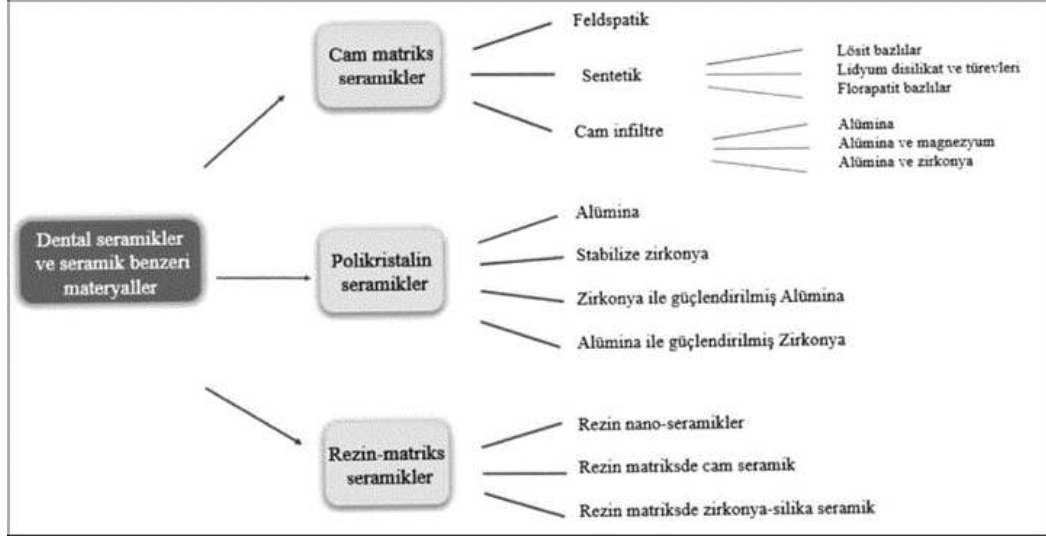
d. Alümina-sertleştirilmiş zirkonya

3. Rezin-matriks Seramikler

a. Rezin nanoseramik

b. Cam seramik içerikli rezin matriks

c. Zirkonya-silika seramik içerikli rezin matriks seramikler olarak sınıflandırılır.



Şekil 5. Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller İçin Önerilen Sınıflandırma (66).

1. Cam matris seramikler

a. Feldspatik seramikler

Feldspatik seramikler, cam içeriğine sahip olduğundan çok iyi polisajlanabilme, adeziv simantasyona izin verme ve asitle pürüzlendirilebilme özelliklerine sahiptirler. Restorasyonların uzun dönem başarısının artması için polisaj ve glaze işlemleri yapılmaktadır. Bu materyallerin dayanıklılığı polisajdan sonra 130 MPa, glaze işleminden sonra ise 160 MPa'dır.

Feldspatik seramikler; kaolin, kuartz ve doğal olarak meydana gelen feldspattan oluşan üçlü bir materyal sisteminden meydana gelir. Potasyum feldspat, miktara bağlı olarak hem restorasyonun yapısal dayanımını arttırmaktadır hem de porseleni metal altyapılara uygun hale getiren lösit kristallerini oluşturmaktadır (66).

b. Sentetik seramikler

Sentetik seramikler; lösit bazlı seramikler, lityum disilikat seramikler, florapatit bazlı seramikler olarak üç gruba ayrılmaktadır.

Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler:

Seramik içinde bulunan lösit kristalleri çok aşamalı fabrikasyon işlemleri ile cam matrikste kontrollü kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir. Materyalin yarı

geçirgenlik özelliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzemektedir. Bükülme direnci 160 Mpa'dır (67).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler:

Lityum disilikat seramikler, polikristalin materyallerdir. Lityum disilikat kristalleri iğneye benzer yapıda olan 3-6 µm boyutlarında olan kristallerdir ve rastgele birleşerek ağ oluştururlar. Bu da materyalin dayanıklılığının artmasını sağlar (51).

Florapatit bazlı cam seramikler:

Florapatit bazlı seramikler, yapısal olarak %55 oranında doldurucu florapatit kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) içermektedir. Materyalin opaklığını sağlayan kristaller 300 nm'den daha kısa ve 100 nm çapındadır (68).

c. Cam infiltre seramikler

Alümina: In-Ceram Alümina ilk cam infiltre materyaldir ve 1989 yılında kalıba döküm tekniği (slip-cast) kullanılarak üretilmiştir. Yoğun bir biçimde sıkıştırılmış olan alüminyum oksit (Al_2O_3) (%70-80) hamurunun refraktör kalıba dökülüp, alumina partiküllerinin porözitesi ortaya çıktıktan sonra ikinci aşamada daha yüksek dayanıklılık sağlamak için cam infiltrasyonu gerçekleştirilmesiyle elde edilmektedir. In-Ceram Alumina materyalinin kırılma dayanımı 3.2-5.0 MPa arasında, bükülme dayanımı ise 236-600 MPa arasındadır (67). Anteriorda ve posteriorda 3 üyeli köprü ve tek kron restorasyonunda, seramik altyapıların kaplanmasında, inleyler, onleyler ve veneerlerde endikedir ancak yarı opak özellikte olması bu sistemlerin estetik görünümünü sınırlamaktadır (69).

Alümina ve Magnezyum: In-Ceram Alümina sisteminin opak altyapısına alternatif olarak 1994 senesinde, magnezyum ve alümina karışımına cam infiltre edilmesi ile In-Ceram Spinel sistemi üretilmiştir (70). Bükülme direnci 350 MPa civarında olup In-Ceram Alümina'dan düşüktür. Translusens özelliği ise iki katı kadardır ve bundan dolayı anterior bölgede üç üyeli köprülerde ve tek kronlarda kullanımı endikedir (69).

Alümina ve Zirkonya: In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alümina sistemin %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alumina içeren bir modifikasyonu olarak meydana gelmiştir. Bu materyalin bükülme dayanımı 421-800 MPa, kırılma dayanımı 6-8 MPa arasındadır (70). Tek kronlarda ve üç üyeli köprülerde kullanımı endikedir (69).

2. Polikristalin seramikler

Yüksek dayanıklılık ve kırılma dayanımı polikristalin seramiklerin en belirgin özellikleridir. Ancak sınırlı yarı saydamlık özelliğinde olan ince taneli kristal yapıdırlar (68). Cam fazın bulunmamasına bağlı olarak polikristal seramiklerin hidroflorik asitle dağlanması zorlaşır. Bundan dolayı uzun asitleme süresi veya yüksek sıcaklık gerektirir. Bu yüzden sıklıkla altyapı materyali olarak kullanılmaktadır (71).

Bu seramikler, atom yoğunluğunun az olduğu ve düzensiz yapıda olan cam seramiklere kıyasla çatlakların ilerlemesini engeller. Polikristalin seramikler, cam seramiklerden daha güçlü yapıdadır ve daha dayanıklıdır (70).

Alümina: Yapısında %99.5 oranda Al_2O_3 içermektedir. Yüksek dayanım gücü ve sertliği (17-20 GPa) vardır (68). Kütlesel kırıklara karşı kırılmalık gösterir bunun sebebi ise elastik modülünün (300 GPa) çok yüksek olmasıdır (72). Bu seramiklere Procera All Ceram, Nobel Biocare örnek olarak verilebilir.

Stabilize Zirkonya: Saf zirkonya monoklinik, kübik ve tetragonal olarak üç fazda bulunur. Oda sıcaklığında monoklinik fazdadır. Erime noktası 2680°C'dir ve bu sıcaklıkta kübik fazda bulunur. 2370°C'nin altında dörtgen faza dönüşmektedir. 1170°C'nin altında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşmektedir ve bu dönüşüm sırasında %3-5'lik hacim artışı görülür. Bu hacim artışı yüksek iç gerilimlere sebep olmaktadır (73). Bu hacim artışı gerilim stresini baskı stresine dönüştürür ve mikroçatlakların ilerlemesini önler bu da zirkonyum materyalini yüksek dayanımlı bir hale getirir (74). Hacim genişlemesini kontrol altına almak amacıyla ve oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla saf zirkonyaya %3 mol itriyum oksit eklenir (73).

Zirkonyanın sıcaklığa bağlı olarak fazları:

1. Monoklinik faz (Oda sıcaklığı- 1170 °C)
2. Tetragonal faz (1170 °C- 2370 °C)
3. Kübik faz (2370 °C- 2680°C)

Sinterizasyon işleminden sonra meydana gelen ısının kaybı sonucu zirkonyum stabil olmayan bir hale gelmektedir. Zirkonyumu yeniden stabil hale getirmek için stabilize edici oksitler eklenerek, zirkonyum parsiyel stabilize zirkonya haline getirilmektedir. Bu oksitlere kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO₂), itriyum oksit (Y₂O₃) örnek olarak verilebilir. En çok kullanılan oksit ise

Y_2O_3 'tür (74). Biyomateryal olarak en çok kullanılan ise itriyum oksit, saf zirkonyaya ağırlığının %3-5 oranında itriyum oksit ilave edilmesiyle oluşan itriya tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) dir (69). Bunun sayesinde zirkonyanın mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Zirkonya, 9–10 MPa gibi yüksek kırılma direncine ve 900–1200 MPa bükülme direncine sahiptir bu da alüminanın yaklaşık iki katıdır. Anteriordaki ve posteriordaki tek kronlarda veya 3-4 üye köprülerde kullanımı endikedir, kantilever protez tasarımlarında ise kontrendikedir (69).

- Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)/ Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya (ATZ):

Zirkonyanın genellikle tetragonal fazda kısmi stabilize halde bulunması ve alüminanın kabul edilebilir bir dayanıklılığı olmasından dolayı, yapısı mikro ya da nano ölçekte alümina-zirkonya birleşiminden meydana gelen ZTA ve ATZ seramikler geliştirilmiştir (68). Bu gruba örnek olarak In-Ceram Zirconia verilebilir.

ZTA'nın mekanik özellikleri çok iyidir ve alumina matriks içinde zirkonyum grenler uniform şekilde dağılmaktadır (75).

Zirkonya ya da alüminanın yapı içerisindeki oranı değiştirilebilmektedir. Sınıflandırma amacı ile yapılan öneri ise;

ZTA'nın ağırlık olarak >%50 Al içermesi,

ATZ'nin ağırlık olarak >%50 Zr içermesi gerekmektedir.

3. Rezin matriks seramikler

Kompozit ve seramiğin yüksek sıcaklık ve basınç altında birleştirilip yeni bir mikroyapının oluşturulması ile elde edilirler. Dentine yakın elastik modülü olması güçlü mekanik özellik ve düşük büzülme göstermesi, intraoral olarak kolay freze edilebilmesi gibi avantajları vardır (76).

a. Rezin Nanoseramik

Ağırlığının yaklaşık %80'i nano-seramik partikülleriyle güçlendirilmiş, yüksek derecede kürlenmiş bir rezin matrinden oluşmaktadır. Yapının içinde bulunan inorganik nanoseramik kısım 20 nm boyutundaki silika nanopartiküllerinden, 4-11 nm boyutundaki zirkonya nanopartiküllerinden ve zirkonya-silika nanokümelerinden

oluşmaktadır. Bu doldurucular sayesinde yapı içerisindeki boşluk azalır ve yüksek nanoseramik içerik sağlanır (66, 76).

- Lava Ultimate

Kompozit rezinlerin yorulma direncinin seramik restorasyonlar ile kıyaslanması sonucu kompozit rezinlerin daha dayanıklı olduğunun görülmesinden dolayı seramik ve kompozit rezin materyallerin iyi özelliklerinin olduğu farklı bir materyal arayışına girilmiş ve Lava Ultimate rezin nanoseramik bloklar üretilmiştir (77).

Elastik modülü dentininkine yakın değerdedir. Mekanik ve optik özellikleri kompozit rezinlere benzerlik gösterir. Frezelenmesi kolaydır ve kısa zaman gerektirir. Restorasyon elde edildikten sonra kompozit rezin ile onarımının ya da modifiye işleminin yapılabilmesi en büyük avantajlarından (66).

Bükülme direnci 200 MPa'dır ve kırılma dayanımları cam seramiklerden daha yüksektir. Ayrıca esneyebilme özelliği çiğneme esnasında kırılmaya ve çatlamaya karşı dayanıklılık sağlar.

- Cerasmart

Ağırlıkça %71 inorganik doldurucu partikülleri içerir. Partiküller, silika ve baryum cam doldurucularından, organik kısmı; 2,2-bis 4-methacryloxypolyethoxyphenyl propane (Bis-MEPP), üretan dimetakrilat (UDMA) ve dimetakrilattan (DMA) meydana gelmektedir. Bükülme dayanımı açısından en yüksek değere sahip materyaldir (78). Kenar uyumları oldukça iyidir.

b. Cam seramik içerikli rezin matriks:

Bu seramik grubu tipik olarak ikili bir ağdan meydana gelir; bir feldspatik seramik ağ (%86 ağırlıkça/ %75 hacimce) ve bir polimer ağdan (ağırlıkça %14/ hacimce %25) oluşur. Seramik parçanın spesifik bileşimi %58-%63 SiO_2 , %20-%23 Al_2O_3 , %9-%11 Na_2O , %4-%6 K_2O , %0,5-%2 bor oksit (B_2O_3), %1'den az zirkonyum oksit (Zr_2O) ve CaO 'tir. Polimer ağı UDMA ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşur (66). İç içe geçmiş üç boyutlu çift ağ yapısındaki bloğun üretilmesinde seramik tozu bloklara sıkıştırılarak gözenekli bir seramik ağ elde etme amacıyla sinterlenir. Ardından gözenekli inorganik ağa bir monomer karışımı infiltre edilir, daha sonra bir polimer ağı oluşturmak için ısı ile indüklenerek polimerize edilir. Her iki yapı da bağlayıcı ajanın oluşturduğu kimyasal bağlar ile birbirlerine bağlanır.

- Vita Enamic

Sadece CAD-CAM sistemi ile kullanılabilen blok halindeki bu materyaller ‘Hibrit Seramik’ olarak tanımlanır. Birbirinin içine geçmiş gözenekli bir seramik ağı olan çift fazlı bir mikro yapısı vardır (79). Organik matriksi UDMA ve TEGDMA oluşturur. Ağırlıkça %86 oranında Al_2O_3 ile güçlendirilmiş feldspatik seramik bulunur. Bükülme dayanımı 160 Mpa, elastik modülü 38 GPa’dır (80).

c. Zirkonya-silika seramik içerikli rezin matriks seramik:

Seramik ağırlık yüzdesindeki varyasyonun yanı sıra farklı matrislere sahiptir ve ağırlıkça %60 oranında inorganik içeriği vardır (66). İnley, onley, veneerler ve tek üye kronların yapımında endikedir.

2.5.6. Tam seramiklerin üretim yöntemleri

Dijital diş hekimliğindeki gelişmeler sayesinde tam seramik restorasyonlar konvansiyonel yöntem ile, eklemeli yöntem ile veya CAD-CAM sistemlerde kazınarak üretilebilirler.

Konvansiyonel yöntem ile üretimde, cam veya cam-kristal karışımlarından oluşan seramik tozu, özel bir likitle karıştırılır. Kondenzasyon esnasında su ve hava açığa çıkmaktadır ve bunlar vibrasyonla ya da el yardımıyla uzaklaştırılmalıdır. Üretimi sırasında vakumlu fırınlar kullanılmalıdır. Bunun sebebi seramiğin estetiğini ve yoğunluğunu geliştirmesi ve artık havayı uzaklaştırmasıdır. Restorasyonların el ile şekillendirilmesi genellikle hava boşluğu kalmasına sebep olmaktadır. Bundan dolayı restorasyonu yapan kişinin tecrübesi, fırınlama süreci ve çevre koşulları yöntemin başarısını etkilemektedir (81).

Slip-cast tekniği ile üretimde, ısı dayanımı yüksek olan die üzerine sıvı porselenin kondanse edilmesiyle oluşturulan yöntemdir (82). Slip-cast alt yapının bir kalıbının ya da negatif kopyasının oluşturulmasını ve dökülmesini içerir. Elde edilen seramik zayıftır ve pörözlü yapıdadır. Üst yapı porseleni uygulamadan önce tamamen sinterlenmeli veya cam ile infiltre edilmelidir.

Isı-basınç yöntemi ile üretimde, ısı ile preslenebilen porselen sistemleri, ilk kez 1983 yılında geliştirilmiştir. Preslenebilir porselenlerin üretimi kolay, çok iyi mekanik ve optik özellikleri vardır. Seramiğinin boyutsal değişimini önleyebilmek için

geliştirilmiştir. Restorasyonun alt yapısı ve mum modelajı revetman kalıbına alındıktan sonra ön ısıtma fırınında kayıp mum tekniğiyle mumun uzaklaşması sağlanır. Ardından meydana gelen negatif boşluğa, bu yöntem için geliştirilen seramik materyalleri, özel pres fırınına basınç altında gönderilir. Sonrasında yüksek ısıda preslenerek vakum altında fırınlanır restorasyon elde edilir (7). Bu tekniğin başarısını etkileyen çeşitli faktörler vardır. Bunlar; mum modelajın bekleme süresi ve temizlenmesi, döküm kanallarının birbirine doğru şekilde bağlanması, ön ısıtma fırınının sıcaklık derecesi ve revetmanın bekleme süresi, döküm materyalinin kalitesi, revetman artıklarının kumlama ile temizlenmesi esnasındaki hassasiyetidir (83). Bu teknikte materyal büzülmeye uğramadığı için marjinal uyumu yüksek restorasyonlar üretilir (84).

2.6. CAD-CAM Sistemleri

CAD-CAM sistemi temel olarak hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımıyla çalıştırılıp, seramik bloklardan kor, kron ve köprülerin üretilmesidir (82). CAD-CAM sisteminin temel prensibi eksiltme yöntemine dayanır. Konvansiyonel yöntemle kıyasla daha az zaman ve teknik hassasiyet gerektirir. Bloğun geride kalan kısmının yeniden frezelenememesinden kaynaklanan materyal israfı dezavantajdır (85).

CAD-CAM sistemleri; tüm preparasyon tasarımını ve çevreleyen yapıları kaydeden bir veri toplama birimi, sanal bir restorasyon oluşturan ve tüm frezeleme parametrelerini oluşturan bir işlem yazılımı ve seçilen restoratif materyalin bloklarını kullanarak restorasyonu üreten otomatik bir frezeleme makinesi olmak üzere temel olarak 3 ana unsurdan oluşur (86). Sistemin ilk iki parçası CAD aşamasında rol alırken, üçüncü parçası CAM (bilgisayar destekli üretim) aşamasından sorumludur. Bu 3 unsurun bir araya getirdiği kesinlik, sistemin başarısını etkiler (87).

Günümüzde CAD-CAM sistemleri, CAD verilerini paylaşma özelliklerine göre açık CAD-CAM sistemleri ve kapalı CAD-CAM sistemleri olmak üzere 2 farklı grupta sınıflandırılabilir. Kapalı sistemler, farklı sistemler arasında değiştirilemezlik olmadan entegre olan tüm adımları sağlar. Bu sistemle tüm yazılım güncellemeleri için bir belirli üreticiye güvenilir. Açık sistemler ise profesyonellerin farklı CAD ve CAM kombinasyonları arasında seçim yapmasına izin verir (86).

2.6.1. CAD-CAM avantajları

1. Konvansiyonel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırır.
2. Restorasyonun üretim süresini kısaltır.
3. Hata potansiyeli azalır (88).
4. Çapraz kontaminasyon engellenir.
5. Kondenzasyon, eritme, kaynaştırma işlemlerini azaltır.
6. Tek seansta restorasyon üretilebilir.
7. Geçici kron yapımına gerek kalmaz.
8. Teknik işlemleri azaltır.

2.6.2. CAD-CAM dezavantajları

1. Üretim maliyeti yüksektir.
2. İdeal estetik beklentiler her zaman karşılanamaz.
3. Derin subgingival marjinlerde veri bilgisayara aktarılamaz (89).

2.6.3. CAD-CAM üretim metotları

CAD-CAM sistemleri üretim metoduna göre 3 gruba ayrılır;

1. Direkt klinikte kullanılan sistemler; diş preparasyonu intraoral taranır ve restorasyonlar klinikte elde edilir. Tasarım ve üretim hasta başında yapıldığından dolayı seans sayısının az olması, ölçü işlemi ve geçici restorasyon kullanımına gerek olmadığı için çapraz enfeksiyon riskini azaltması gibi avantajları vardır. Maliyetinin yüksek olması ise dezavantajıdır (90).
2. Laboratuvarda kullanılan sistemler; alçı model üzerinden ya da ölçü üzerinden tarama yapılır. Bu sistemlerde çoğunlukla altyapı üretilir ve restorasyonun karakterize edebilmesi amacıyla üzerine porselen eklenir (91).
3. Üretim merkezli CAD-CAM sisteminde, modeller laboratuvar ortamında taranır ve verilerin internet üzerinden ana üretim merkezine gönderimi yapılır. Altyapısı üretilen restorasyonun üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara tekrar gönderimi sağlanır. Bütün altyapılar aynı merkezde yapıldığından optimal kalite kontrolü sağlanmış olur (91).

2.7. CAD-CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller

2.7.1. Feldspatik Seramik Bloklar

İnley, onley, veneerler, anterior ve posterior bölgelerdeki parsiyel veya full kronlarda kullanılan feldspatik seramik bloklarda, cam matriksin içinde %30 oranında, homojen bir şekilde dağılmış, 3-4 µm boyutunda feldspar partikülleri bulunur (80).

Feldspat kristalleri porselenin şeffaflık özelliğini artırır. Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere 3 farklı feldspatik seramik blok bulunmaktadır. Monokromatik blokların estetik beklentiyi tam olarak karşılayamaması dikromatik blokların geliştirilmesine sebep olmuştur. Bu blokların renk geçişi dentini ve mineyi taklit edecek şekilde hazırlanmıştır. Polikromatik bloklar farklı renk doygunluğuna ve ışık geçirgenliğine sahip olduklarından dolayı doğal diş yapısını taklit edebilirler.

Feldspatik blokların kırılma direnci düşük olduğundan dolayı köprü protezlerinde ve endokron restorasyonlarda kullanımı sınırlıdır (73).

Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Almanya), Cerec Blocks (Sirona, Almanya), Vita Triluxe Block (Vita Zahnfabrik, Almanya), Vitablocks Esthetic Line (Vita Zahnfabrik, Almanya) feldspatik seramiklere örnek olarak verilebilir.

2.7.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar

Silikat hacminin %30-40 kadarı 1-5 µm boyutlarındaki lösit kristal fazından oluşmaktadır (51). Lösit bazlı seramikler, 10-20 µm boyutlarında lösit kristalinin, seramiğin camsı yapısına eklenmesi ile elde edilirler. Materyalin bükülme direnci yaklaşık 160 MPa'dır. Yarı geçirgen özelliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzerdir. Anteriorda ve posteriorda bulunan kronları, parsiyel kronları ve lamina veneerleri kapsayan tek diş restorasyonları için endikedir.

Lösit kristalleri, materyalin direncini iki farklı mekanizma ile etkilemektedir. Birinci mekanizma; lösit kristallerinin çatlak yönünü değiştirip çatlağın ilerlemesini durdurması, ikinci mekanizma; seramiğin soğuması esnasında cam matriksin içinde artık baskı geriliminin oluşturulmasıdır. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülür, cam matriksi kendine doğru çeker ve böylelikle yapının içinde meydana gelen iç basınç mikroçatlakların ilerlemesini durdurur (92).

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtensteyn) ve Paradigm™ C (3M/ESPE, ABD) blokları örnek olarak verilebilir (80).

2.7.3. Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Seramik Bloklar

Bu seramiklerde lityum disilikat kristalleri % 70 oranında bulunmaktadır, üst yapı seramiği ise florapatit kristallerinden oluşmaktadır (93). Bükülme dayanımları yaklaşık 350-450 Mpa'dır. Lityum disilikat seramiklerin sertliği 5800 Mpa, elastik modülü ise 95 GPa'dır. Bu blokların içinde %40 yarı-stabilize lityum metasilikat kristalleri bulunmaktadır. Endikasyonları ince veneerler, veneerler, inley, onley, endokronlar, kronlar, molar dişleri içermeyen üç üye köprüler, hibrit abutment ve bu abutmentlerin üst yapıları, zirkonyum oksit altyapının veneerleridir (94). Bu seramiklere, GC İntial LiSi Blok, GC İntial LiSi Press, IPS e.max CAD, IPS e.max Press örnek olarak verilebilir.

2.7.4. Zirkonya

Zirkonyanın mekanik özellikleri tüm seramikler arasında en yüksek değerdedir. Bu, posterior sabit parsiyel protezde kullanılmasına olanak sağlar. Estetiğin ön planda olduğu durumlarda kullanılabilir (95). Ancak mikro yapısından dolayı bu seramikler konvansiyonel teknikler ile simante edilemez.

CAD-CAM zirkonya blokları itriyum katyon katkılı tetragonal zirkonya polikristalleridir (3Y-TZP). Restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların yumuşak işlenmesi ve ardından yüksek sıcaklıkta sinterlenmesi yoluyla veya tamamen sinterlenmiş blokların sert işlenmesiyle işlenir (96).

2.7.5. Lityum Disilikat ve Zirkonyum Dioksit

Zirkonyum oksit ve lityum silikat cam seramikler (ZLS) önceden kristalize edilmiş veya tamamen kristalize edilmiş olarak bulunmaktadır. Seramiklerin camı fazında %10 çözünmüş zirkonyum dioksit ve çok ince lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri içerirler. Oluşan kristaller lityum disilikat kristalitlerinden 4-8 kat daha küçüktür (97). Bu ikili mikro yapıya iki aşamalı bir süreçte ulaşılır. Materyal, yalnızca lityum metasilikat kristalleri içeren bir ön kristalize aşamada teslim edilir. Ön

kristalleşme aşamasında materyalin işlenmesi kolaydır. Su soğutmalı frezeleme işleminin ve restorasyonun tamamlanmasının ardından, 840°C'de 8 dakikalık bir pişirme işlemi sırasında son ikili lityum silikat mikro yapısına ulaşılır (95). Tamamen kristalize edilmiş durum için pişirme işlemi gerekli değildir. ZLS daha yenidir ancak klinik olarak kanıtlanmış lityum disilikat cam seramiklerle karşılaştırılabilir (97).

2.7.6. PMMA

PMMA, dolgu maddesi içermeyen metil metakrilat polimerlerinden oluşur. Bu termoplastik polimer şeffaftır. Diş hekimliğinde kullanılması için pigmentler eklenmiştir. Dolgu maddeleri içermediğinden mekanik direnci düşüktür. Aşınması kolaydır. PMMA inley, onley, kron, köprü yapımında endikedir (94).

2.7.7. Hibrit seramik bloklar

Bu blokların yapısında büyük miktarda bulunan seramik ağı, birbirinin içine tamamiyle entegre olmuş bir polimer ağıyla güçlendirilmiştir. Seramiklerde çok sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu polimer ağ yapısı sayesinde azalmıştır. Bu blokların kırılmaya direnci 150-160 MPa, elastik modülü 30 GPa, sertliği 2500 MPa'dır. Cam seramik ve nanoseramik bloklara kıyasla dayanıklılığı daha azdır. Polimer ağ yapısı yüzeyi modifiye edilmiş polimetil metakrilattan meydana gelir. HT ve T olmak üzere iki seçeneği bulunmaktadır.

Veneerlerde, inley-onleylerde, anterior-posterior tek kronlarda ve implant protezlerinde kullanımı endikedir. Ancak bu materyaller, renk tonu seçeneği kısıtlı olduğundan dolayı posterior bölgedeki restorasyonlarda kullanımı daha uygundur. Estetik görünüm ancak makyaj ile sağlanabilmektedir.

2.7.8. Nanoseramikler

Nanoseramikler, seramik partiküllerinden ve UDMA içerikli rezin matrikslerden meydana gelmektedir. Yapısı silika nanomerlerinden ve zirkonya nanomerlerinden oluşmaktadır. Blokların üretimi sırasında yapısına silan katılır. Bu da rezin matriksle nanomerler arasındaki kimyasal bağlantıyı sağlamaktadır (98).

Polimerik matrikse ve ağırlıkça %80 nanopartiküllü seramik doldurucular ve %20 rezinden oluşmaktadır. Doldurucular geleneksel seramik, polikristalin seramik ya da ikisinin kombinasyonu ile elde edilebilirler. Kırılma direncinin 200 MPa'dır. Veneerlerde, inley-onleylerde, anteriordaki ve posteriordaki tek kronlarda, anteriordaki ve posteriordaki köprülerde kullanımı endikedir. Örnek olarak 3M Lava Ultimate nanoserseramik bloklar verilebilir (99).

2.7.9. Oksit seramikler

Bu sistem, In-Ceram seramik sistemi olarak isimlendirilmiştir. Bunun sebebi sinterlenen oksit altyapısına eritilmiş cam partikül infiltrasyonunun yapılmasıdır.

2.7.10. Cam infiltre oksit seramik bloklar

Cam seramiklere son sertliklerine ulaşmalarını sağlamak amacıyla lanthon oksit cam infiltre edilir. Tek seansta teslim edilebilirler (100). Cam infiltre oksit seramik bloklar 3 gruba ayrılmaktadırlar; In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Spinell.

In-Ceram Zirkonya

Alüminyum oksit içeriğe ek olarak %33 oranında seryum stabilize zirkonyum eklenerek piyasaya sunulmuştur. In-Ceram Zirkonya'nın 1100°C'de 2 saat sinterlenmesinin ardından cam infiltrasyonu gerçekleşir. Cam faz son halini almıştır ve bu da yapının yaklaşık %23'ünü oluşturmaktadır (101, 102). In-Ceram Zirkonya'nın bükülme dayanımı 421-800 MPa, kırılma dayanımıysa 450-600 MPa arasındadır (103).

In-Ceram Zirkonya aşırı opak olduğundan dolayı anterior bölgelerde kullanımı kontrendike, posterior bölgelerde köprü ve kron restorasyonlarının yapımında ise endikedir (73, 104).

In-Ceram Alumina

Yapı içerisinde %70 alüminyum oksit ve %30 lanthantum cam içermektedir. Seramiğin cam infiltrasyonu ile güçlendirilmesi, klasik kristal ilavesi ile güçlendirme yöntemlerinden farklılık gösterir. Klasik yöntemde çatlağın ilerleyebilmesi için kristaller arasında uzun bir yol izlemesi gerekir, cam infiltrasyonu ile oluşan birbirine kenetlenmiş üç boyutlu yapıda, daha güçlü olan kristal yapı arasında çatlağın

ilerleyebileceği bir yol bulunmamaktadır. In-Ceram Alumina'nın elastik modülü 380 Gpa, kırılma dayanımı ise 400-600 MPa'dır.

In-Ceram Alumina anteriordaki ve posteriordaki üç üyeli köprülerde ve tek kronlarda endikedir (73, 104).

In-Ceram Spinell

1994 yılında In-Ceram Spinell sistemi, In-Ceram Alumina sisteminin opak altyapısına alternatif olarak üretilmektedir. In-Ceram materyalleri arasındaki en fazla translusent özellik gösteren materyal In-Ceram Spinell'dir. In-Ceram Alumina'ya kıyasla bükülme direnci %25 daha azdır. Translusens özelliği ise 2 katı kadar fazladır. Translusens özelliği ile estetiğin önemli olduğu anterior bölgeki restorasyonlarda tercih edilmektedir (105). Bu materyal, In-Ceram Alumina bloklar gibi CEREC kazıma sistemiyle kullanılmaktadır (73). Kırılma direnci 350 MPa'dır ve orta derecede dirençlidir.

2.7.11. Sinterlenmiş oksit seramikler

Alumina Seramikler

Bu bloklar presinterize haldedirler, restorasyonların üretiminin ardından 1520°C'de fırınlanmaktadır. %100 alüminyum oksit kristallerini içeren yarı sinterlenmiş, yüksek dayanıklılıkta oksit bloklardır. Tek renklidir, renklendirmesi üzerine eklenen porselen rengine göre, renklendirme likiti ile yapılır (101). Kırılmaya karşı direnci 500 MPa'ın üzerindedir, elastik modülü 380 GPa, bükülme direnci ise 610 MPa'dır.

Zirkonya Seramikler

Bu seramikler, yüksek mekanik direnç gösterirler. Kimyasal ve boyutsal stabilitesinin iyi olmasından dolayı ön plana çıkmaktadırlar. Zirkonyum, tam porselen restorasyon altyapılarının elde edilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır (73).

Zirkonyum dioksit bloklar üretim şekillerine göre; sinterlenmemiş, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar olmak üzere 3 grupta incelenmektedirler.

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit blokların üretiminde zirkonyum dioksit tozunun herhangi bir sinterleme işlemi yapılmadan ve basınçsız olarak preslenmesiyle elde edilirler. Kolayca aşındırılırlar ve ardından sinterlenerek kullanılırlar (106).

Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, zirkonyum dioksit tozunun yapı içine bağlayıcı ajan eklenmesi ve preslenerek blok şekline getirilmesiyle elde edilirler. Zirkonyum dioksit tozu, üretici firma tarafından ısı uygulamadan basınç ile sıkıştırılıp 1350-1550°C ısıda ön sinterleme işlemi yapılır (95).

Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, ilk olarak 1300°C’de sinterlenirler ve %95 yoğunluğa ulaşırlar. Elde edilen yapı çok sert olduğundan dolayı aşındırması fazla zaman alır (106).

2.7.12. Polimer CAD-CAM blokları

Konvansiyonel yöntem ile elde edilen polimer içerikli materyallere kıyasla dayanıklılığı daha yüksektir. Polimer içerikli CAD-CAM bloklar, en fazla iki üye olan, uzun süreli geçici restorasyonlar olarak kullanılmaktadırlar (107). Anterior bölgelerdeki restorasyonlar için dört farklı renk katmanı içeren Vita CAD-Temp multiColor bloklar üretilmektedir. Ayrıca akrilik rezin içerikli blokların CAD-CAM sisteminde kullanılmasıyla artık monomer oluşmadan döküme girebilen altyapı modelajı ve cerrahi plaklar da hazırlanabilir (78).

2.7.13. Kompozitler

Akrilik rezin içerikli materyallere kıyasla daha iyi estetik ve biyolojik özellikleri olan uzun süre kullanılabilen geçici restorasyonlar hazırlanabilir. Bruksizimli bireylerde, hem karşıt dişte daha az aşınmaya neden olması, hem de çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilmesinden dolayı bu tür materyallerle tek üye kronlar ve inley-onley restorasyonlar yapılabilir (108). Kompozit rezin içerikli CAD-CAM blokların frezelenmesinin hızlı olması, restorasyonların kolayca elde edilmesi, glaze ihtiyacının olmaması gibi avantajları vardır.

2.7.14. Metal bloklar

Dental alanda kullanılan metal bloklarda; döküm işleminden kaynaklanan büzülme sonucu oluşan uyumsuzluğu önlemek için CAD-CAM sistemleri kullanılır. Bu materyallerden üretilen bloklar, implant üstü restorasyonlardaki bar yapımında ve

metal destekli restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır. Bunun sayesinde daha pasif bir uyum sağlanır (109). Kısmi sinterlenmiş metal bloklar, sinterlendikten sonra büzüldüklerinden dolayı büzülme miktarları göz önünde bulundurulur ve %110 oranında daha büyük freze edilirler. Freze edilmiş restorasyonlar, argon gazlı ortamda sinterlenirler böylelikle mekanik özellikleri ve boyutu açısından son halini alırlar (110).

2.7.15. PEEK (Polieter eter keton)

Doldurucu içermeyen PEEK düşük elastik modülüne (3-4 GPa) sahiptir. PEEK materyalinin, simantasyonun rezin siman ile yapıldığında diş yapısına iyi bağlanma göstermesi ve karşıt dişe zarar vermemesi en büyük avantajlarından (111).

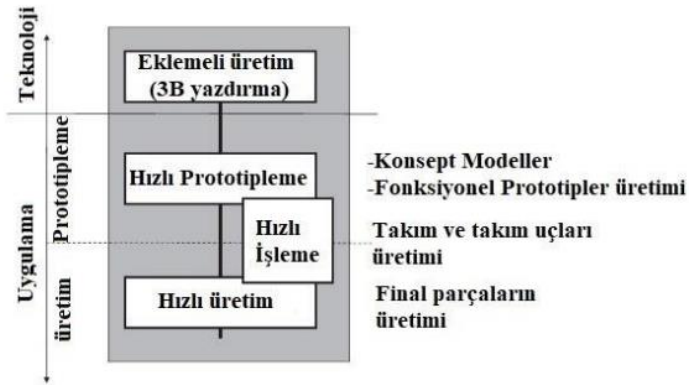
PEEK materyali; sabit protezler, hareketli protezler, implant destekli protezler ve implant bileşenleri gibi birçok protetik alanda kullanılmaktadır. Restorasyonun hafif olması, şok absorbe etme özelliği, insan kemiğine yakın elastikiyeti, korozyon görülmemesi, biyouyumluluğunun yüksek olması, plak birikim eğiliminin düşük olması protetik alanda kullanım sebeplerindendir (112).

2.7.16. CAD-CAM mum disk

Kazınabilen mum diskler, presleme ya da döküm teknikleri için elde edilecek olan mum modellerin CAD-CAM sistemiyle oluşturulması için üretilmiş bir sentetik mum diskleridir. Kazındıktan sonra manuel olarak düzenleme veya ekleme yapılabilir. Kazınmış restorasyonların çok iyi şekil stabilitesi, yüzey kalitesi ve uyum doğruluğu vardır. Ön ısıtma sürecinde artık kalmadan pişirilebilirler. Sonuç olarak pürüzsüz ve uyumlu nesneler elde edilmektedir. CAD-CAM mumu, basit teknikler kullanılarak yeni malzemelerle yenilenerek orijinal özelliklerinde herhangi bir bozulma olmadan etkili bir şekilde geri dönüştürülebilir (113). Bu sistemde, CAD-CAM mum bloklarının kullanılması, herhangi bir tasarımın işlenmesinde doğru ve boyutsal stabilite sağlar ve maliyeti uygun ve yüksek düzeyde işlenebilir olduğundan dolayı kullanımı tercih edilmektedir. Aynı zamanda CAD-CAM modellerinin doğruluğunu etkileyebilecek güvenilebilir bir malzeme türüdür (114).

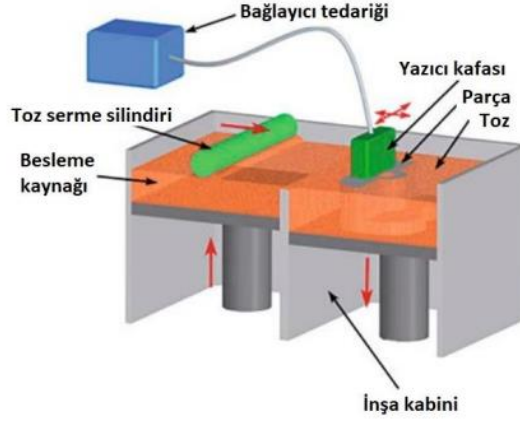
2.8. Eklemeli Üretim Yöntemi

Eklemeli yöntem, tabakaların birleştirilmesi ile 3 boyutlu verilerden model elde edilmesidir (85). Bilgisayar destekli tasarım (CAD) tamamlandıktan sonra, dijital model dilimlenir ve enine kesitleri toz, katı veya sıvı gibi ham maddelerle tabaka üzerine başka bir tabakanın basılmasıyla model oluşturulur (Şekil 6). Ayrıca bu teknik, üretimden önce nesnelerin görselleştirilmesine ve test edilmesine izin verir, bu da maliyetleri düşürür (115). Üretim hızı, güvenilirlik ve ekonomik yönlerden konvansiyonel üretim yöntemlerinden daha avantajlıdır (85). CAD destekli eklemeli tip üretimde materyal kaybı minimal olur ve ince detaylar iyi bir şekilde yansıtılır. Restorasyonlar hasta başında da yapılabilir, laboratuvar da üretilir. Ölçü ekstraoral veya intraoral olarak taranarak dijital ortama aktarılabilir (116).

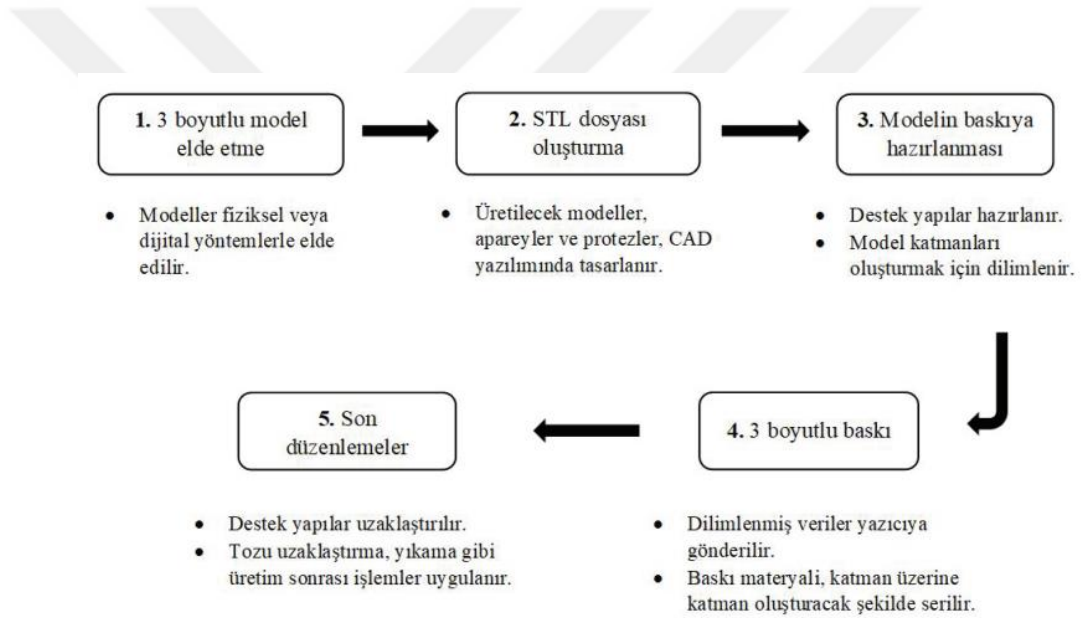


Şekil 6. Eklemeli Üretim Teknolojisi (117).

3B yazıcı, bilgisayar ortamındaki verilerin fiziksel gerçek objelere dönüştürülmesine yarayan cihazdır. 3B yazıcı ile üretimde, serilen gevşek toz üzerine bağlayıcı püskürtülür ve tozların birbirlerine bağlanması sağlanır. Materyal elde edilene kadar katman katman bu işlem devam etmektedir. Genellikle kompozit toz kullanılmaktadır ve çok renkli parçalar üretilir. Seramik toz kullanılıyorsa, yaş sıkıştırmalar oluşabilir ve daha sonraki işlem aşamasında sinterlenebilirler (Şekil 7, 8).



Şekil 7. 3B Yazıcı (118).



Şekil 8. 3B Yazıcılar ile Üretim Sürecinin Şematik Görünümü (119).

3B yazıcıların bazı avantajları vardır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir:

- Tasarım kolayca aktarılabilir ve paylaşılabılır.
- Değişiklikler ve düzeltmeler hızlıca yapılabilir.
- Kişiselleştirilmiş ürünler kolayca üretilebilir.
- Yatırım ve üretim açısından verimlidir.
- Dönüştürülebilen malzemeler kullanılır.
- Malzemelerden az miktarda fire verilir (120).

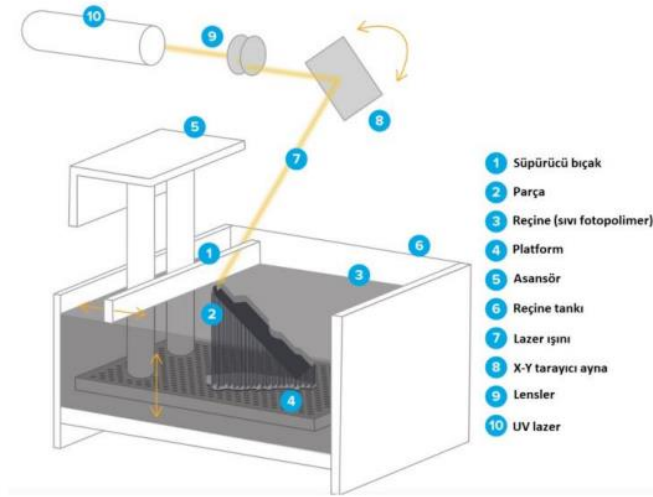
Eklemeli üretimde katmanları elde etmek amacıyla, sık sık sıvı polimer veya rezin ve alçıdan oluşturulan bir toz katman kullanılmaktadır. Tasarımı dijital ortamda yapıldığı için değişiklik yapmak kolaydır. Karmaşık parçalar tek parça halinde basılabilir. Daha az materyal kullanarak, daha iyi tasarımla ve çeşitli özelliklere sahip nesnelerin üretilmesine imkan sağlaması gibi avantajları vardır. 3B yazıcılar, ekipmanlar ve kullanılan materyallerin pahalı olması ise dezavantajıdır. 3B üretim teknolojisi, masaüstü üretim veya eklemeli üretim (additive manufacturing) olarak da adlandırılmaktadır. Bu yazıcılar, üretimlerin gerçekleştirilebilmesi için birçok farklı teknolojiyi kullanabilirler. Kullanılan teknolojilerin farklılıkları genellikle katmanların oluşturulma biçimi ile ilgilidir (120).

3B yazıcılar ile üretimde kullanılan teknolojiler:

- Stereolitografi (SLA)
- Eriyik yığma modelleme (FDM-Fused Deposition Modelling)
- Seçici elektron ışınli ergitme (SEBM-Selective Electron Beam Melting)
- Seçici lazer sinterleme (SLS-Selective Laser Sintering)
- Seçici lazer ergitme (SLM-Selective Laser Melting)
- Mürekkep baskı (Inkjet Printing) şeklindedir (119).

2.8.1. Stereolitografi (SLA)

Bu teknik, sıvı haldeki reçine tabakasının ultraviyole lazer ışını yardımıyla kürleştirilmesi esasına dayanır (121). İstenilen materyalin şekli 3 boyutlu olarak CAD programında tasarlanır. Ardından yazılım moldeli ince parçalara ayırır. Konsantre bir ultraviyole ışık ışını, sıvı fotopolimer ile doldurulmuş bir teknenin yüzeyine odaklanır ve ışık ışını nesneyi sıvının yüzeyine çekerken, her seferinde bir reçine tabakası polimerize olur veya çapraz bağlanır. Materyal, katı bir nesne vermek için katman katman oluşturulur (85) (Şekil 9).



Şekil 9. SLA Yöntemi (121).

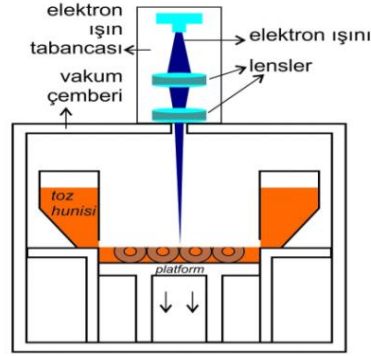
Bu tekniğin üretim süreci şöyledir;

- CAD programında istenilen nesnenin 3 boyutlu modeli oluşturulur.
- Bir yazılım paketi, CAD modelini milimetre başına 5 ila 20 katmandan oluşan ince katmanlara ayırır ve katman sayısı arttıkça çözünürlük de artar.
- Lazer kazandaki sıvı reçineyi tarar ve sertleşir, böylece ilk katmanı oluşturur.
- Platform, teknenin içine bir milimetreden daha az iner ve lazer bir sonraki katmanı tarar.
- Bu işlem, model tamamlanana kadar katman katman tekrarlanır.
- Çalışma tamamlandığında, nesneler sertleşmemiş reçineyi çıkarmak için bir çözücüyle durulanır ve ardından reçineyi tamamen iyileştiren bir ultraviyole fırına yerleştirilir (85).

2.8.2. Eriyik yığma modelleme (FDM-Fused Deposition Modelling)

FDM teknolojisinde kullanılan temel hammaddeler çoğunlukla Akrilonitril Bütadien Stiren plastik (ABS), Polikarbonat (PC), Polifenilen sülfon reçineleri (PPSU) vb. gibi polimer veya mumdur. FDM'nin çalışma prensibi, filamentli hot-melt malzemeyi tel besleme mekanizması vasıtasıyla ısıtıp eritilerek baskı nozulüne aktarmaktır. Filamentli veya lineer plastik malzeme, nozulde erimiş hale gelene kadar ısıtılır. Nozul, bilgisayarın kontrolü altında şekil konturu boyunca hareket eder ve parçaların izini sürer, erimiş malzemeyi çıkarır, beklenen pozisyonda biriktirir ve

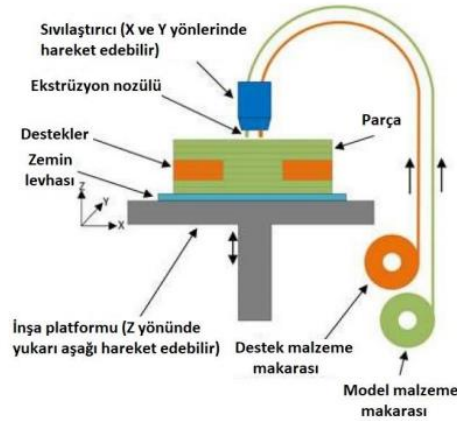
ardından katılır. Önceden oluşturulmuş katmanlara yapıştırılan katmanlar, ürün modelini oluşturmak için istiflenir (Şekil 10). Tipik olarak, üretim sürecinde biri destek malzemesi olarak hizmet eden ve diğeri asıl yapı malzemesini oluşturan iki malzeme kullanılır. Ayrıca, ürünün gözenekliliği, çapı ve mekanik özellikleri nihai olarak etkilemek için nozülün sıcaklığı, çapı, hareket hızı, ekstrüzyon hızı ve yapım yönü değiştirilebilir (122).



Şekil 10. FDM Üretim Tekniği (123).

2.8.3. Seçici elektron ışınli ergitme (SEBM-Selective Electron Beam Melting)

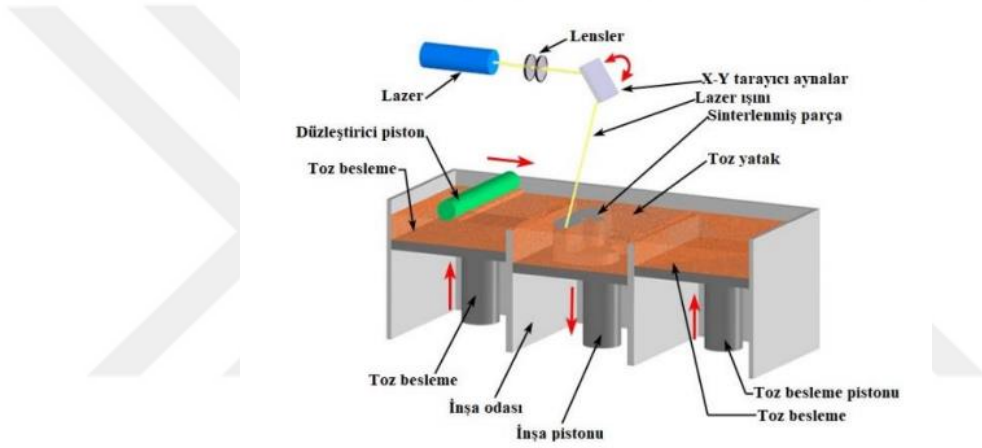
Teknik açıdan bakıldığında, SEBM 3B modeli elde etmek için ardışık toz katmanlarının eritilmesi süreci ile üretilirler. SEBM, enerji kaynağı olarak elektron ışını kullanır (124) (Şekil 11).



Şekil 11. SEBM Yöntemi (125).

2.8.4. Seçici lazer sinterleme (SLS-Selective Laser Sintering)

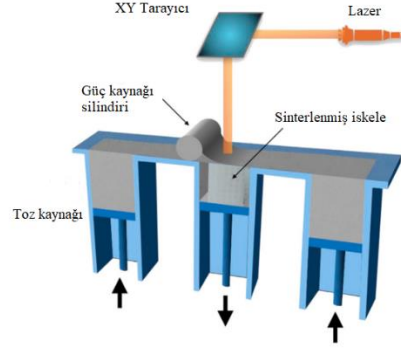
Bu teknik, ardışık toz malzeme katmanlarının birleştirilmesiyle 3B modellerin oluşturulmasını sağlar. SLS tekniği, kontrollü bir yola sahip bir lazer ışını (çoğunlukla karbondioksit lazeri ya da neodimyum katkılı itriyum alüminyum granat lazeri), ısıtarak sinterlemek için tozu tarar (124). Lazerin yüksek gücü, tozun moleküler difüzyon yoluyla füzyonuna izin verir (126). Taramanın ardından, toz platformu, cihaz cinsine bağlı olarak tipik olarak 20-100 μm arasında olan tek katmanlı bir kalınlık kadar alçaltılır ve bir öncekinin üzerine yeni bir toz katmanı püskürtülür. 3B model tamamlanana kadar bu işlem tekrarlanır (Şekil 12).



Şekil 12. SLS Yöntemi (118).

2.8.5. Seçici lazer ergitme (SLM-Selective Laser Melting)

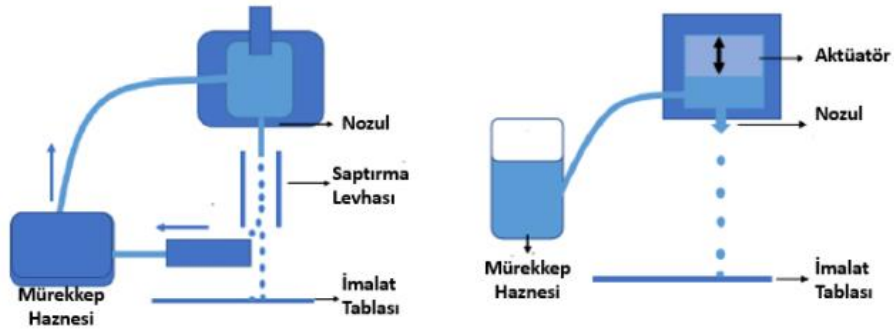
Her iki teknikte de aynı adımların uygulanmasından dolayı SLS'den türetilmiş bir varyasyon gibi düşünülmektedir. Aralarındaki temel fark, SLM tekniğinin tam yoğun metalik modeller üretmek amacıyla toz partiküllerini güçlü lazer ışınıyla tamamen eritmesidir (124) (Şekil 13).



Şekil 13. SLM Üretim Süreci (127).

2.8.6. Mürekkep baskı (Inkjet Printing)

Mürekkep püskürtmeli yazıcıların damlacıklar ürettiği iki farklı mekanizma vardır. Bunlar genel olarak sürekli mürekkep püskürtmeli baskı ve isteğe bağlı damla mürekkep püskürtmeli baskıdır (128). Damla oluşması her iki yöntemde de 10-150 μm aralığında çaplara sahip sıvı damlaları üretebilir (Şekil 14).



Şekil 14. Sürekli ve İsteğe Bağlı Mürekkep Baskı Yöntemi (129).

2.9. Protetik Diş Tedavisinde Ölçü

Herhangi bir bölgenin bazı materyaller kullanarak negatifinin elde edilmesine ölçü alma, bu negatife de ölçü denir. Ölçü, daimi modelin doğruluğunu ve yapılacak restorasyonun pasif uyumunu direkt etkilediğinden dolayı protetik tedavinin önemli bir kısmını oluşturmaktadır.

Ölçünün doğruluğu ve protezin uyumu, protetik restorasyonun yapım sürecinin her aşamasına bağlıdır. İyi bir ölçünün elde edebilmesi için kullanılacak ölçü

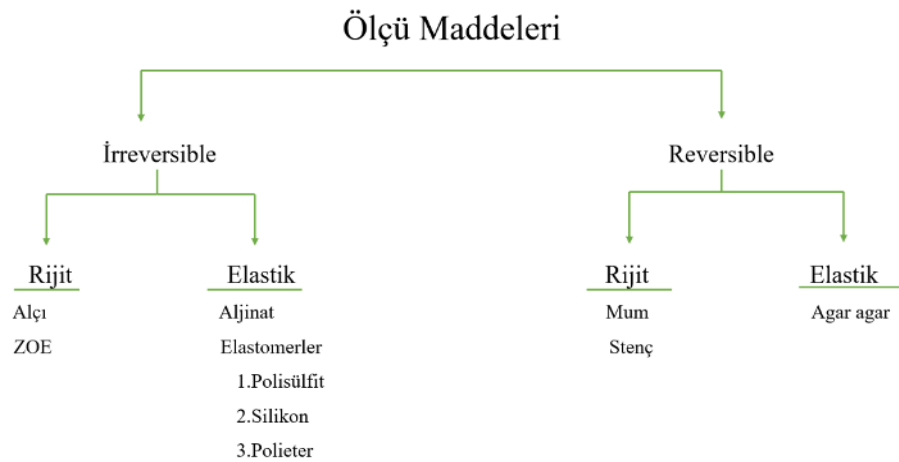
materyalinin laboratuvarında ve klinik ortamda göstermesi gereken bazı özellikleri bulunmaktadır. Bu özellikler şu şekilde sıralanabilir;

- Hazırlanması ve uygulanması kolay olmalıdır.
- Akıcı olmalıdır ve akıcılık derecesi kontrol edilebilmelidir.
- Dokuları detaylıca kaydedebilmelidir.
- Ağız dokularına uyumlu olmalıdır.
- Tadı ve kokusu hastayı rahatsız etmemelidir.
- Sertleştikten sonra elastik olmalıdır.
- Boyutsal değişiklik göstermemelidir.
- Gerektiği zaman eklemeler yapılabilmelidir.
- Ekonomik olmalıdır.
- Dezenfekte edilebilmelidir.
- Ağız ısısında ya da ona yakın bir ısıda sertleşmelidir.

Günümüz diş hekimliğinde konvansiyonel ve dijital yöntemler ile ölçü alınabilmektedir. Geleneksel tekniklerde, ölçü, model dökümleri, mum kalıpları, revetman ve döküm dahil her adım, en iyi uyumu elde etmek için tam olarak gerçekleştirilmelidir (130).

2.9.1. Diş hekimliğinde kullanılan ölçü maddeleri

Diş hekimliğinde kullanılan ölçü maddeleri, irreversible ve reversible olmak üzere iki grupta sınıflandırılmaktadır (Şekil 15).



Şekil 15. Ölçü Maddelerinin Sınıflamasının Şematik Görünümü.

2.9.1.1. Ölçü alçısı

Ölçü alçısının kullanımı elastomerik ölçü maddelerinin kullanılmaya başlanmasından sonra azalmıştır. Karıştırılan alçı materyalinin kıvamı akıcıdır. Materyal sertleştikten sonra, rijit yapısı sebebiyle andırkatlı alanlardan çıkarılırken bükülmez ya da esnemez. Bundan dolayı ölçü alçısı andırkatı olmayan dişsiz ağızlarda kullanılır.

2.9.1.2. Çinkooksit öjenol

Çinkooksit öjenol ölçü maddesi, genellikle iki ayrı pasta kıvamındadır. Karıştırılmış materyal akıcı kıvamdadır, sert ve yumuşak dokulara iyice adapte olabilir, fakat sertleştikten sonra çok kırılgan hale gelir. Çinkooksit öjenol andırkat alanı hiç olmayan veya çok az olan dişsiz çenelerde kullanılır (63). Ayrıca çeneler arası okluzal ilişki kaydında da kullanılabilir. İçeriğindeki öjenol bazı hastalarda alerjen etki gösterebilmektedir.

2.9.1.3. Aljinat

Aljinat yapısında %12-15 potasyum aljinat, %8-12 kalsiyum sülfat dihidrat, sertleşmesini geciktirme amacıyla %2 sodyum fosfat, fluorit ve alçı modelle iyi yüzey uyumunu sağlamak amacıyla %10 potasyum sülfat veya alkali kurşun bileşiklerini içerir (131). Bölümlü protezlerde, tam protezlerin ilk ölçüsünde, ortodontik tedavilerde ve çalışma modeli elde etmek için bu ölçü materyali kullanılabilir. Su kaybından kaynaklanan zayıf boyutsal stabilitesi olduğundan 10 dakika içinde dökülmelidir (132). Dökülmezse bozulma ve büzülme oluşturur. Esnek bir materyaldir ve diğer malzemelerle karşılaştırıldığında ağızdan çıkarılması kolaydır.

2.9.1.4. Elastomerler

Sentetik elastomerler kimyasal veya fiziksel olarak çapraz bağlar içeren polimerden oluşmaktadırlar. Elastomerik ölçü maddeleri kimyasal olarak sertleştirir ve geri dönüştürülemezler. ‘Sentetik lastik’ olarak da sınıflandırılabilirler.

Elastomerik ölçü materyalleri; düşük (light), orta veya monofazik (medium), yüksek (high) ve daha yüksek (putty) viskozitelerde bulunmaktadır (133). Viskozite, doldurucu içeriği ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Sentetik elastomerler; polisülfidler, silikonlar ve polieterler olmak üzere üç tiptir.

2.9.1.5. Polisülfid

Polisülfid ölçü materyalinin maliyeti düşüktür, doğruluğu yüksektir. Hidrofilik yapıdadır. Polisülfid ölçü malzemesi, ölçü alındıktan sonra 2 saat içinde dökülürse boyutsal stabilitesini korur. İçindeki kurşun dioksit toksik etkiye neden olabilir. Sertleşme süresi 10 dakikadan fazladır, tadı ve kokusu hoş değildir. Yırtılma dayanımı yüksektir ve esnektir. Polisülfidler, baz ve katalizör olarak iki ayrı tüpte bulunan materyallerin karıştırılmasıyla elde edilirler. Düşük, orta ve yüksek viskozitelerde bulunabilir. Yüksek bozulma olasılığı, kötü koku, düşük viskozite nedeniyle hastanın boğazından aşağı akma eğilimi ve giysiyi lekeleyen kurşun dioksit materyali bulundurması dezavantajlarıdır.

2.9.1.6. Silikonlar

Silikon ölçü maddeleri kimyasal reaksiyonlarına göre kondansasyon ve ilave tip (polivinil siloksan) olmak üzere ikiye ayrılır. Her iki tip silikon materyali de genellikle sabit restorasyonların ölçülerinin alınması amacıyla kullanılırlar (61).

Kondansasyon silikonlar sabit protez ölçülerinin alınması amacıyla sıklıkla kullanılan ölçü materyalleridir. Sertleşme reaksiyonunun yan ürünü olarak etil alkol ortaya çıkarılırlar ve alkolün buharlaşması distorsiyona neden olur. Bunun için ölçü ağızdan çıktıktan sonra en geç 1 saat içerisinde dökülmelidir. Kondansasyon silikonların düşük, orta, yüksek ve çok yüksek viskoziteli tipleri vardır. Hidrofobiklerdir, çok kuru bir ortam gerektirir ve alçı dökülmesi zordur.

İlave silikonlar çok iyi fiziksel ve kullanım özellikleri nedeniyle sabit protez, konservatif diş hekimliği, implantoloji ve hareketli protez gibi birçok klinik alanda kullanılmaktadır. Bazı ve katalizörü doğru oranda karıştırıldığında herhangi bir yan ürün oluşturmaz. Bu sayede ölçü maddesinin sertleşmesinden sonra oluşabilecek boyutsal değişik elimine edilmiş olur (63). Bu materyalin yüksek boyutsal doğruluğu ve stabilitesi vardır. Mükemmel elastik geri dönüşümü olduğu için ölçü birden fazla

defa dökülebilir. Hidrofobik özelliktedir. Buna bağlı ortaya çıkan problemleri ve temas açısını azaltmak amacıyla bazen surfaktanlar ilave edilebilmektedir (134).

2.9.1.7. Polieter

Polieter ölçü maddesi hidrofiliktir ve nemli bir ortamda kullanılmalarına izin verir. İyi ıslatma özellikleri ayrıca alçı dökümlerin daha kolay yapılmasını sağlar. Hidrofilik yapısından dolayı suya batırılmamalıdır. İyi bir ölçü elde edilebilmesi için kuru bir ortamda hazırlanmalıdır. Kuru ortamda bekletilirse bir haftaya kadar boyutsal stabilitesini koruyabilir (61). Maliyeti yüksektir. Dezenfeksiyonu için ölçü maddesinin 10 dakika sodyum hipoklorit (NaOCl) solüsyonunda bekletilmesi gerekir. Ortalama yırtılma direnci ve çok iyi elastik özellikleri vardır. Ancak sertleştiği zaman yüksek elastik modülü vardır bu yüzden ölçüyü ağızdan ve modelden çıkarabilmek için kuvvet uygulanması gerekir. Bu materyallerin düşük, orta ve yüksek viskoziteleri bulunur. Tek fazlı materyal olarak ya da şırınga-kaşık tekniği ile kullanılabilir (135).

2.9.1.8. Ölçü mumu

Ölçü mumu, diş hekimliğinde ölçü almak için kullanılan ilk maddelerdendir. Günümüzde ölçü almak amacıyla pek kullanılmazlar. Ölçü yüzeylerindeki küçük eksikleri gidermede, kapanış kaydı almada, kron-köprü ve inley modelajında, hareketli protez kaidesinin modelajında kullanılırlar (134).

2.9.1.9. Stenç

Stenç, termoplastik bir ölçü maddesidir ve bilinen en eski ölçü maddelerinden biridir. Yüzey detaylarını diğer ölçü maddeleri kadar net vermezler. Çalışma kıvramları sıcak suya batırılarak veya alev üzerinde ısıtılarak ayarlanır.

2.9.1.10. Agar

Agar ölçü materyalinin kullanımı elastomerik ölçü maddelerinin gelişmesi sonucu azalmıştır (63). Model ölçü alındıktan hemen sonra dökülmelidir. Eğer hemen

model elde edilmeyecekse, agar ile alınan ölçüler %100 nemli bir ortamda saklanmalıdır yoksa ölçülerde imbibisyon ve sineresis denen fiziksel olaylar gerçekleşmektedir (85). Manipülasyonunun detaylı bir teknik ve ekipman gerektirdiğinden, materyalin tekrar tekrar kullanılmasına bağlı olarak gelişebilecek çapraz enfeksiyon riski bu ölçü maddesinin kullanımının bitmesine sebep olmuştur (136).

2.9.2. Diş Hekimliğinde Ölçü Yöntemleri

2.9.2.1. Konvansiyonel ölçü

Ölçü maddesi ve kaşık yardımıyla elde edilen ölçüler konvansiyonel ölçü olarak adlandırılırlar. Konvansiyonel teknikte ölçü, model dökümleri, mum kalıpları, revetman ve döküm dahil her adım, en iyi uyumu elde etmek için tam ve doğru olarak gerçekleştirilmelidir. Dijital tekniklere göre daha kısa sürede elde edilmesi, daha ucuz olması gibi avantajları vardır. Konvansiyonel yöntem ile alınan ölçüler ve kullanılan materyallerdeki gelişmeler her zaman iyi sonuç vermezler, bazen ölçü aşamasının tekrarlanmasına sebep olurlar. Ölçü materyallerinde boyutsal değişiklik meydana gelmesi, düşük yırtılma direnci, marjinlerin net aktarılamaması ve hava kabarcığının kalma riski en çok karşılaşılan problemlerdendir.

Konvansiyonel ölçü almanın doğruluğunu sınırlayan bazı faktörler vardır. Bu faktörler; kaşık seçimindeki hatalar, yetersiz adeziv uygulaması, zayıf kanama kontrolü, yetersiz yumuşak doku retraksiyonu, ölçü materyalinin akışı ve hidrofiliği içindeki sınırlamalar, kısa çalışma süresi, hasta hareketi, çıkarma sırasında ölçünün yırtılması ve deformasyonu, ölçünün boyutsal stabilitesi, dezenfeksiyonu ve alçıyı dökerken yetersiz ısıtma ve oluşan boşluklardır. Birçok hekimin bunun gibi nedenlerle, konvansiyonel ölçü yöntemini tercih etmemesi sonucu dijital ölçü sistemleri gelişmeye başlamıştır.

2.9.2.2. Dijital ölçü

Diş hekimliğindeki gelişmeler, ölçü alımında da dijital sistemlerin kullanımını sağlamıştır. İndirekt restorasyonların yapımında kullanılan materyallerin çeşitliliği ve

yapım aşaması sürekli gelişmektedir. Protetik tedavilerin ilk aşaması olan ölçü işleminde de yenilikler ve gelişmeler meydana gelmektedir (10).

Ölçünün ya da restorasyonların tekrarlanması hasta ve hekim için zaman ve emek kaybına sebep olarak maliyetleri arttırır. Bunun gibi nedenlerden dolayı, dental restorasyonların üretilmesinde CAD-CAM sistemi ön plana çıkmaktadır.

Ağız içi tarayıcılar, geleneksel ölçü tekniği ile karşılaştırıldığında daha yüksek verimliliğe sahiptir (137) ve daha uyumlu restorasyonlar elde edilmesini sağlar. CAD-CAM sistemi ile dişin karşıt arka ilişkisi incelenebilir, büyütüp küçültme gibi teknik avantajlardan yararlanılabilir, gereken düzeltmeler aynı seansta uygulanabilir. Bu işlemler için ölçünün yenilemesine ihtiyaç duyulmamaktadır.

İntraoral ölçünün avantajları;

1. Eş zamanlı görselleştirme ve değerlendirme yapılabilir.
2. Görüntüleri düzeltmek, manipüle etmek veya yeniden yakalamak kolaydır.
3. Dijital olarak arşivlenebilir, bu nedenle fiziksel depolamaya gerek yoktur.
4. Ölçü malzemesi israfı yoktur.
5. Ölçü kaşıkları, yapıştırıcılar veya alçı kullanılmadığından dolayı ekonomiktir.
6. Laboratuvara veri göndermeden önce dezenfekte etmeye gerek yoktur.
7. Alçı dökümlerinde hasar veya aşınma yoktur.
8. İnternet üzerinden laboratuvar ile hızlı iletişim sağlanır.
9. Hasta konforu artar.
10. Bazı sistemlerde renkli tarama ve fotoğraf çekme özellikleri bulunur (138).

İntraoral ölçünün dezavantajları;

1. İlk ekipman maliyeti ve yazılım bakım ücretleri maliyetlidir.
2. Öğrenmesi bazı kişiler için zor olabilir.
3. Tasarım yazılımı ile uyumlu implant sistemleri için gerekli tarama gövdeleri gereklidir.
4. Karmaşık protetik tedaviler için oklüzal bilgileri yakalamak zordur.
5. Kapalı sistemler, STL (standart mozaikleme dili) dosyalarının transferine yönelik seçenekleri kısıtlar.
6. Kan, tükürük veya doku ile örtülü subgingival kenarları yakalayamaz.

7. Dişsiz alanların görüntülerini doğru şekilde yakalayamaz.

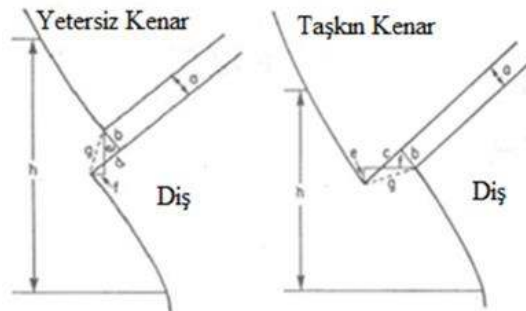
8. Tarama modellerinin üreticinin tavsiyelerine göre izlenmesi gerekir (138).

Dijital ölçüler; kaşık seçimi, ölçünün dezenfekte edilmesi ve taşınması, alçı modelin dökülmesi, manuel model düzeltme ve artikülasyon için gerekli bazı adımlar gibi geleneksel ölçülerde gerekli olan birçok adımı ortadan kaldırır (133). Konvansiyonel yöntemle kıyasla, dijital yöntem ile alınan ölçü daha az adım gerektirir ve hata oluşma riski daha azdır. Literatürdeki bazı çalışmalar, dijital ölçü yöntemiyle elde edilen restorasyonların, konvansiyonel ölçü yöntemiyle elde edilen restorasyonlara kıyasla daha yüksek marjinal uyum gösterdiğini bildirmektedir (139). Takeuchi ve ark. (140) alçı modellerin ağız dışı dijitalizasyonu ile elde edilen bilgilerin, intraoral tarama ile elde edilen bilgilerden daha doğru sonuç verdiğini, intraoral tarayıcının tükürük, kan, sınırlı boşluk, preparasyon şekli gibi ağız içi koşullardan etkilendiğini bildirdiler. Bu nedenle ölçü tekniği klinik koşullara uygun olarak seçilmelidir.

2.10. Marjinal ve İnternal Uyum

Marjinal ve internal uyum, protetik restorasyonların kalitelerini ve doğruluklarını belirleyen en önemli faktörlerdendir (137). Marjinal uyum, restorasyon ile preparasyonun kenarı arasındaki morfolojik uyum olarak tanımlanmaktadır (141).

Uyumun ölçülmesinde literatürde marjinal uyum, internal uyum, vertikal oturma gibi terimlerden söz edilmektedir ancak bu terimler, farklı çalışmalarda farklı ölçümleri belirtebilirken, aynı ölçümler için farklı terimler de kullanılabilir. Bu karmaşayı azaltmak için Holmes ve arkadaşları 1989'da net bir terminoloji önermişlerdir ve kullanılan terimleri şu şekilde açıklamışlardır (142) (Şekil 16):



Şekil 16. Holmes ve arkadaşlarının uyumsuzluk terminolojisi.

Bu terminolojiye göre tarif edilen noktalar:

- a. İnternal aralık
- b. Marjinal aralık
- c. Taşkın kenar
- d. Yetersiz kenar
- e. Vertikal marjinal açıklık
- f. Horizontal marjinal açıklık
- g. Mutlak marjinal açıklık
- h. Oturma uyumsuzluğu

Marjinal uyumsuzluk; periodontal problemlere, çürük oluşumuna, plak tutulumuna, siman çözünmesine ya da renk değişikliğine sebep olabilir. Ayrıca aksiyal ve oklüzal bölgelerde meydana gelen uyumsuzluklar (internal uyumsuzluk) restorasyonların kırılma direncinin azalmasına sebep olmaktadır (143). Yetersiz marjinal uyum destek diş ve çevre dokularda olumsuz etkilere sebep olabilmektedir. Marjinal aralık ağızda bulunan bakteriler için geçiş yolunu oluşturur ve bu bakterilerin konağa adezyonuna sebep olur. Bu da sekonder çürüğe ve diş eti reaksiyonlarına yol açar (141). Yetersiz marjinal uyum sonucu dişte meydana gelen stresler dişin ve restorasyonun uzun dönemli başarısını olumsuz etkilemektedir (144). Restorasyonun kalitesi ve klinik başarısının değerlendirilmesinde marjinal uyum önemli bir kriterdir. Marjinal kenardaki aralık sonucu oluşan mikrosızıntı ve sekonder çürük restorasyonların prognozunu olumsuz etkiler (145).

Restorasyonların internal uyumu, restorasyonların klinik ömrünü ve başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonu yapılan diş arasındaki siman boşluğu, kronun tam oturmasını sağlamak için uniform olmalıdır. Aşırı iç boşluklar, sabit restorasyonların desimantasyonuna, düşük kırılma direncine ve kaplama materyalinde başarısızlıklara neden olabilir (146). Restorasyonların internal uyumlarının ölçülmesi için kesit alma veya silikon replika tekniği uygulanabilir. Marjinal ve internal aralığın ölçülmesi için kullanılan *in vitro* tekniklere kesitsel mikroskop, taramalı elektron mikroskopu, stereomikroskop, profilometre, 3 boyutlu tarama yöntemi, bilgisayarlı x-ray mikrotomografi örnek olarak verilebilir (147).

2.10.1. Marjinal uyumun ölçülmesinde kullanılan yöntemler

Protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının ölçülmesi ve değerlendirilmesi için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar;

- a. Direkt yöntem
- b. Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler
- c. Silikon replika yöntemi
- d. Reçine replika yöntemi
- e. Kesit Alma Yöntemi ile Uyumun Değerlendirilmesi
- f. Mikro-BT İle Ölçüm Tekniği
- g. Fotoğraflama Tekniği
- h. Profilometri
- i. Dijital Mikrometre
- j. Optik Ölçüm Tekniği (VMM) olarak sıralanabilir.

Direkt yöntemde, ana modelin üzerinde konumlanan restorasyonların elektron mikroskopuyla kenar uyumlarının fotoğrafları alınır. Bilgisayar aracılığıyla detaylıca ve kolayca ölçüm yapılabilir. Bu yöntemin en büyük avantajı restorasyonların zarar görmemesidir, en büyük dezavantajıysa sadece marjinal aralığın ölçülebiliyor olmasıdır. Restorasyonların internal uyumlarını ölçmek için silikon replika tekniğini kullanmak veya örneklerden kesit almak gerekir. Uygulama kolaylığından ve hızlı olmasından dolayı en çok kullanılan yöntemdir.

Teknolojinin gelişmesiyle beraber üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi de gelişmektedir. Bu yöntemde preparasyonu yapılan dişin modelinin dış yüzeyiyle restore edilen kronun iç yüzeyi optik tarayıcılarla taranıp dijital ortama aktararak karşılaştırılabilir. Bu yöntemin en büyük avantajı restorasyonlara zarar verilmemesidir. En büyük dezavantajıysa optik tarayıcıdan kaynaklanabilecek problemlerin sonuçları yanlış etkileyebilmesidir. Bu yöntemde farklı bölgelerden ölçümler yapılabilir. Farklı noktalardan ölçümler yapıldığı için güvenilir sonuçlar elde edilir (148).

Silikon replika tekniği, restorasyonların hem marjinal hem de internal uyumların incelenmesi için kullanılabilen bir tekniktir. Bu teknikte restorasyonun içine light-body silikon ölçü maddesi yerleştirilir; ardından simantasyon işleminin simülasyonu için restorasyon ana modelin üzerine konumlandırılır. Materyal sertleştikten sonra restorasyon dikkatlice ana model üzerinden ayrılır. Sertleşmiş

silikon maddesi siman aralığını veya restorasyonun marjinal aralığını göstermektedir. Ancak yapısı ince olduğundan bistüriyle kesilip incelenmesi için yeterli stabilizasyonu yoktur. Bundan dolayı heavy-body silikon ölçü maddesiyle stabilizasyonunun artırılması sağlanır. Bunun sayesinde bistüriyle istenilen bölgelerin kesiti alınıp restorasyonun aralık değerlerinin ölçümü gerçekleştirilebilir. Bu yöntemin en büyük avantajı restorasyona zarar verilmeden marjinal aralığın ölçülmesi, en büyük dezavantajı ise silikon maddesinin sebep olduğu hidrostatik basınç nedeniyle kron ile master model arasına tam oturmama olasılığıdır.

Reçine replika yöntemi, restorasyonların karbonize olabilen akrilikten dublikatının elde edilmesi esasına dayanan bir tekniktir. Ölçümler bu dublikat üzerinden mikroskop kullanılarak yapılmaktadır. Replikanın silindirik formu sayesinde mikroskop altında ölçümlerin kolayca yapılabilmesi en büyük avantajdır. Karbonize olabilen akrilikte görülebilen boyutsal değişimin hata payı oluşturma ihtimali ise en büyük dezavantajdır (149).

Kesit alarak ölçüm tekniğinde, restorasyon dış üzerine simante edilmeden önce ya da sonra radyoaktif veya kimyasal olarak boyayan maddelere daldırılır. Ardından örneklerden kesit alınarak restorasyon ile dış arasına giren boyayıcı madde miktarı ölçülür.

Mikro-BT ile ölçüm tekniği, restorasyonun iç yapısını incelemek için kullanılan bir tekniktir. Restorasyonun içine light-body silikon konur. Silikonun fazlası alındıktan sonra aralığın değerlendirilmesi amacıyla Mikro-CT ile görüntüler alınır. Non-invaziv bir yöntemdir. Örneklerin taranmasının uzun sürmesi, tarama sonrası modelleme ve analiz işlemleri için teknolojik bilgi gerektirmesi dezavantajlarıdır.

Fotoğraflama tekniğinin avantajları marjinal uyumdaki küçük değişikliklerin ayırt edilebilmesine imkan sağlaması, marjinal özellikler karmaşık olduğunda mantıklı bir ortalama alınabilmesini sağlaması, uzun dönemdeki değişikliklerin tek seferde gözlenebilmesi, ileride gerekebilecek incelemelere izin vermesidir. Fotoğraflama tekniğinin en büyük dezavantajı dış ile kontrast oluşturamayan materyallerde kullanılamamasıdır (145).

Profilometri, örneğin görüntüsünü büyütürken ekrana yansıtan, farklı düzlemlerde ayarlanabilen ölçüm kademesine sahip bir muayene ve ölçüm cihazıdır. Bu cihaz ile örneğin ve dayın monitörde aynı odak düzlemi içinde görüntüsü elde edilir. Non-invaziv tekniktir. Ancak, profilometri ile marjinal bölgelerdeki siman

tabakasının kalınlığı indirekt olarak saptanabilir ve tekrarlanan analizlerde örnekleri konumlandırırken çok dikkat edilmelidir. Yoksa ölçümlerde tutarsızlıklar ortaya çıkar (150).

Dijital mikrometre, restorasyonun uyumunun değerlendirildiği bir yöntemdir. Restorasyonun dijital cetvel aracılığıyla oturma hassasiyetinin ölçülmesi esasına dayanan bir yöntemdir. Simantasyondan önce ve sonra kron yüksekliğinin dijital mikrometreyle ölçümü yapılır. Teknik zorluğundan dolayı günümüzde tercih edilmemektedir (144).

Optik ölçüm tekniği, restorasyonların *in vitro* marjinal uyumunun iki boyutlu değerlendirmesi için kullanılan bir ölçüm tekniğidir. Bu tekniğin kullanımı ve verilerin aktarımı kolay olmakla birlikte farklı büyütme ve ölçüm seçenekleri de bulunmaktadır. Ancak klinik ortamda marjinal uyumun değerlendirmesi amacıyla kullanılamamaktadır (151).

2.10.2. Marjinal uyumu etkileyen faktörler

Sabit protetik restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri kenar uyumudur. Restorasyonun oturtulacağı prepare edilmiş diş yüzeylerinin geometrik formu, yan yüzeylerin eğim dereceleri, simantasyon için kullanılacak materyalin tipi, simantasyonu, die spacer uygulanması, kenar bitim şekli, restorasyonun üretim tekniği restorasyonların uyumlarını etkileyen faktörlerdendir (152).

Üretim tekniği, preparasyon tasarımı, tarama yöntemi ve doğruluğu, yazılım programı, restoratif materyal ve freze makinesi gibi faktörler, CAD-CAM restorasyonlarının marjinal ve internal uyumunu etkileyebilir (153).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada konvansiyonel ve dijital yöntemler ile üretilen endokronların marjinal ve internal uyumu değerlendirildi. Çalışma Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütüldü. Çalışmada kullanılan sarf malzemeleri ve hizmet alımları Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından desteklenen 2022-33822697-01 kod numaralı bilimsel araştırma projesi aracılığı ile temin edildi. Bu *in vitro* çalışmanın etik onayı 26/01/2022 tarihinde Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı tarafından alındı (Ek 1).

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmada kullanılmak üzere periodontal sebepler ile çekilen 40 adet insan mandibular 1. molar dişi toplandı. Dişlerin kron ve kök bölgesinde kırık, çatlak, çürük olmamasına ve benzer anatomik yapıda olmalarına, köklerin ayırık olmasına dikkat edildi. Dişlerin kron-kök boyları, mezio-distal ve bukko-lingual genişlikleri dijital kumpas (Alpha Tools, Mannheim, Almanya) yardımı ile ölçüldü. Seçilen dişler, endokron restorasyonlar üretilene kadar distile su içinde bekletildi. Distile su haftada bir yenilendi.

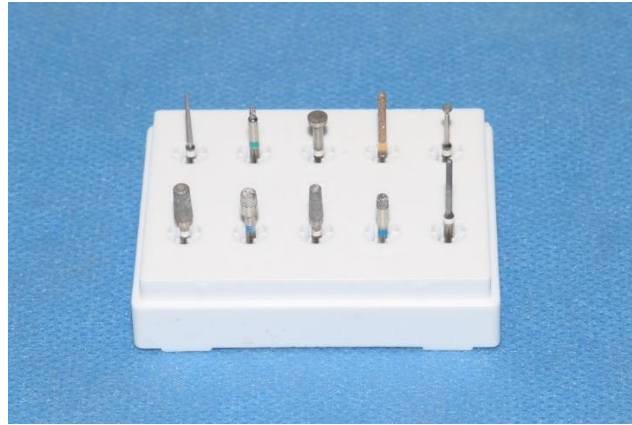
3.2. Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması

Dişlerin kronları, oklüzal yüzeye paralel olacak şekilde mine sement birleşiminin 2 mm üzerinden su soğutması altında ve düşük devirde çalışan elmas separe frezle (Hager ve Meisinger GmbH, Almanya) kesildi ve kök kanal tedavilerine geçildi. Tüm dişlerde standardizasyonun sağlanması amacıyla, kök kanal tedavisi tek bir hekim tarafından aynı işlem sıralaması ile gerçekleştirildi. Elmas rond frezle su soğutması altında endodontik giriş kavileri açıldı. Pulpa dokuları tirnerf yardımıyla uzaklaştırıldı. Kanalların şekillendirilme işlemi nikel-titanyum döner alet sistemleri (Pro Taper Next, Dentsply, İsviçre) ile yapıldı. Genişletme sırasında kanallar %2.5'lik NaOCl ile yıkandı. Şekillendirme işlemi bittikten sonra son irrigasyon distile su ile yapıldı ve kanallar kağıt konilerle (Paper Point, Dia-ProISO.06, Diadent Group İnt.,

Kore) kurutuldu. Soğuk lateral kompaksiyon yöntemi ile gütta perka ve kanal patı (Adseal, Meta Biomed, Cheongju, Güney Kore) kullanılarak kök kanalları dolduruldu.

3.3. Endokron Preparasyonlarının Hazırlanması

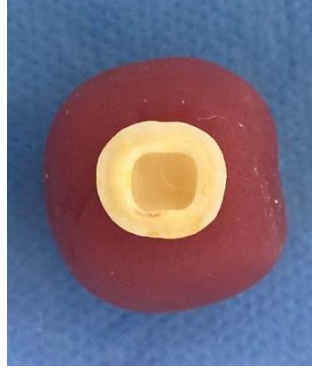
Koronal kısımları uzaklaştırılan dişlere standart endokron preparasyonları tek bir hekim tarafından yapıldı. Endokron preparasyonu için özel frez seti (İntensiv set, Montagnola, İsviçre) kullanıldı. Pulpa odası iç duvarları oklüzale doğru genişleyecek şekilde 4° derece eğime sahip elmas chamfer frez ile şekillendirildi (Şekil 17). Pulpa odası tabanı düz ve pürüzsüz bir şekilde hazırlandı. Kavite iç kenar açıları 90° butt-joint marjın tarzda bitirildi. Preparasyon esnasında kavite duvar kalınlıkları en az 2 mm olacak şekilde hazırlanmasına dikkat edildi. Frezler kalın grenliden ince grenliye doğru sırası ile kullanıldı. Kavitenin iç duvarları ve tabanı büyüteçli gözlük (Heine HR 2.5x, Heine, Herrsching, Almanya) ile incelendi, keskin kenar ve köşe bırakılmayacak şekilde bitirildi. Kavitelerin derinliği ve duvarların kalınlığı periodontal sond ve dijital kumpasla kontrol edildi. Bu işlemlerden sonra 3 mm derinlikte bir santral retansiyon kavitesi ve 8-10° pulpa odası iç duvar eğimi olan endokron preparasyonları elde edildi.



Şekil 17. Endokron Frez Seti.

Preparasyonların tamamlanmasının ardından kavite tabanı ve kök kanal ağızları mikrosızıntının engellenmesi için akışkan kompozit (G-ænial Universal Flo, GC Corporation, Tokyo, Japonya) ile örtüldü, kavite tabanları elmas frezler ile düzeltildi ve pulpa odası derinliği 3 mm olacak şekilde standart hale getirildi. Kök kanal tedavisi ve endokron preparasyonu yapılan 40 adet alt 1. molar diş, her grupta

10 örnek olmak üzere rastgele seçildi ve 4 grup oluşturuldu. Örnekler akril kaidelere alındı ve restorasyonların üretimi aşamasına geçildi (Şekil 18). Gruplar Tablo 1’de, çalışmada kullanılan materyaller ve teknik bilgileri ise Tablo 2’de gösterilmektedir.



Şekil 18. Endokron Preparasyon Görüntüsü.

Tablo 1. Grup Adı ve Üretim Yöntemi.

Grup Adı	Grup No	Üretim Yöntemi
CON	1	Konvansiyonel ölçü, konvansiyonel modelasyon ile elde edilen mum patern ve ısı-basınç tekniği ile üretilen endokronlar
DCD	2	Dijital ölçü, CAD-CAM’den kazıma yoluyla elde edilen mum patern ve ısı-basınç tekniği ile üretilen endokronlar
D3D	3	Dijital ölçü, 3B yazıcı ile elde edilen rezin patern ve ısı-basınç tekniği ile üretilen endokronlar
DC	4	Dijital ölçü, dijital tasarım ve CAD-CAM bloktan kazınarak üretilen endokronlar

Tablo 2. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Teknik Bilgileri.

Materyal	Üretici Firma	Tipi	Lot Numarası
GC Initial LiSi Blok	GC Corp.,Tokyo, Japonya	Lityum disilikat cam seramik blok	2108181
GC Initial LiSi Pres İngot	GC Corp.,Tokyo, Japonya	Lityum disilikat cam seramik ingot	190418A
Geo Classic Modelaj Mumu	Renfert GmbH Company, Hilzingen, Almanya	Tip 2 Modelaj mumu	PA242732
Zwax CAD-CAM Mum Diski	Zwax, Bursa, Türkiye	CAD-CAM mum diski	183734ZWAX
Arma Resin Dental Model Cast	Arma Dental, Türkiye	DLP bazlı reçine	20220929Cast01
DentapressA Heavy body	DentapressA, İndigodental GmbH, Almanya	Koyu kıvamlı ölçü materyali (Baz)	264658
DentapressA Light body	DentapressA, İndigodental GmbH, Almanya	İnce kıvamlı ölçü materyali (Katalizör)	264657

CON Endokron → Konvansiyonel Model → Laboratuvar → Elde Mum Isı-Basınç → LiSi Pres
Preparasyonu Ölçü Eldesi Tekniği Yöntemi Endokron

DCD Endokron → Dijital Dijital → Laboratuvar → CAD-CAM diskten Isı-Basınç → LiSi Pres
Preparasyonu Ölçü Tasarım kazınan mum patern Yöntemi Endokron

D3D Endokron → Dijital Dijital → Laboratuvar → 3B yazıcı ile Isı-Basınç → LiSi Pres
Preparasyonu Ölçü Tasarım üretilen rezin patern Yöntemi Endokron

DC Endokron → Dijital Dijital → Klinik → CAD-CAM CAD-CAM → LiSi
Preparasyonu Ölçü Tasarım Bloktan Kazıma Endokron

Şekil 19. Grupların Şematik Görünümü.

3.3.1. CON grubunun ölçüsünün alınması

CON grubundaki örnekler için preparasyonların ölçülerinin alınmasında, koyu kıvamlı ölçü materyalinin (DentapressA, İndigodental GmbH, Almanya) baz ve katalizörü üretici firma talimatlarına uygun olarak eşit oranda karıştırıldı ve plastik kalıp içine yerleştirildi (Şekil 20). İnce kıvamlı ölçü maddesi (DentapressA, Indigodental GmbH, Almanya) karıştırma tabancasına yerleştirildi ve ince karıştırma ucu takıldı. Preparasyon alanına ve kalıbın içine ince kıvamlı ölçü materyali sıkıldı ve kavitenin her yerine eşit miktarda yayılması için hava sıkıldı. Ardından dış plastik kalıbın üzerine yerleştirildi ve tek aşamalı olarak ölçü alındı. Ölçü maddesinin sertleşmesinin ardından örnek çıkartıldı. Her örnek için aynı işlem tekrar edildi. Elde edilen ölçülere Tip 4 sert alçı (Neo Marmorit Super, Siladent, Almanya) döküldü ve sertleşene kadar beklendi. Daha sonra sert alçı ile kaideler hazırlanarak elde edilen alçı modeller alçı motoruyla düzenlendi (Şekil 21).



Şekil 20. A Silikon Ölçü Materyali.



Şekil 21. CON Grubundaki Örneklerin Alçı Modelleri.

3.3.2. DCD, D3D ve DC gruplarının ölçülerinin alınması

Preparasyonu tamamlanan DCD, D3D ve DC gruplarındaki örneklerin dijital ölçüleri intraoral tarayıcı (Cerec Omnicam, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile alındı (Şekil 22).



Şekil 22. Ağız İçi Tarayıcı.

Bilgisayar üzerinde yazılım programı açıldı. Her örneğin dijital ölçüsünün alınmasından önce örneğin ait olduğu gruba özel vaka dosyası açıldı. Bunun için ‘Yeni Hasta Ekle’ sekmesi seçildi ve açılan ekranda ‘Soyisim’ bölümüne örneğin ait olduğu grubun adı, ‘İsim’ bölümüne örneğin numarası, ‘Hasta Kimlik Kartı’ bölümüne CAD-CAM bloğun markası, ‘Diş Hekimi’ bölümüne hekimin ismi yazıldı. Böylelikle yazılım üzerinde bulunan her dijital ölçünün hangi gruba ve kaç numaralı örneğe ait olduğu belirtildi.

Örneklerin kimlik bilgilerinin oluşturulmasının ardından ‘Uygulama’ kısmına geçildi. ‘Endikasyon’ sekmesinden ‘Restorasyon Tipi’ ‘Kron’; ‘Tasarım Şekli’ ‘Biogeneric Individual’ olarak seçildi. ‘Materyal’ kısmında ‘GC’ seçildi ve blok olarak da ‘GC Initial LiSi Blok’ seçildi. Restorasyonları üretilecek dişin numarası ağız modeli üzerinde seçildi ve intraoral kamerayla tarama işlemine başlayabilmek için ‘Acquisition’ sekmesi açıldı. Omnicam dijital kamera dişlere temas etmeyecek şekilde ve en yakın mesafeden tutuldu ve sırası ile okluzal, lingual, bukkal, mezial ve distal bölgeden ölçüler alındı (Şekil 23). Gerekli görülen durumda cihaz pedalına basılıp ölçü alma işlemi durduruldu. Ölçü kalitesinin ve doğruluğunun incelenmesinden sonra,

eksik bölümlerin ölçüsü tekrarlandı. Fazla veya hatalı görüntüler araç çubuklarından ‘Kes’ yöntemi ile kesildi ve o bölgelerin dijital ölçüsü yeniden alındı.



Şekil 23. Restorasyon Tipi, Tasarım Şekli, Materyal Seçimi ve Dijital Ölçü.

DCD, D3D ve DC gruplarının ölçü alma işleminin tamamlanmasının ardından ‘Model’ sekmesine geçilerek ‘Spee eğrisi’ ve ‘Oklüzal Düzlem’e uygun biçimde dijital ölçü alt çene arkındaki konumuna yerleştirildi. Ardından ‘Draw Margin’ bölümünde örneklerin marjinal sınır çizimleri otomatik olarak yapıldı, gereken durumlarda ‘Manuel’ sekmesi ile çizimler düzeltildi ve marjinlerin çizimi tamamlandı. Ardından ‘Define Insertion Axis’ kısmına geçildi. Yazılım tarafından belirlenen otomatik giriş yolu gerekli durumlarda düzeltildi ve restorasyonun giriş yolu belirlendi (Şekil 24).



Şekil 24. Görüntünün Ark Üzerine Yerleştirilmesi ve Marjin Çizimi.

3.3.3. CON grubunun tasarlanması

Dental laboratuvarında, alçı modeller üzerinde kırmızı modelasyon mumu (Geo Classic, Renfert GmbH Company, Hilzingen, Almanya) ile endokron modelajı elde mum tekniği ile yapıldı. Her örneğin toplam kron boyu gerektiğinde muma ekleme ya da kazıma işlemi yapılarak 7 mm'yi geçmeyecek şekilde modelasyonlar alt 1. molar diş anatomisine uygun olarak tamamlandı (Şekil 25).



Şekil 25. CON Grubundaki Örneklerin Mum Modelajı.

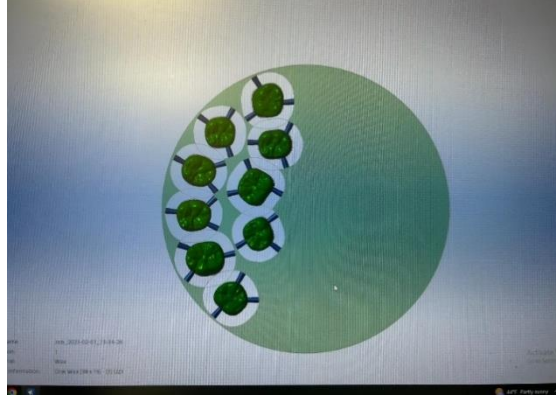
- DCD ve D3D gruplarındaki dijital ölçülerinin laboratuvara aktarılması:

DCD ve D3D gruplarındaki dişlerin dijital ölçüleri, bilgisayar üzerinde bulunan yazılım programı (CEREC Software 4.6.1 Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) üzerinden 'Export' sekmesi seçilerek başka bir yazılım programına (Sirona Connect Software 4.6 Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) 'Import' sekmesi ile bağlantı sağlanıp uygun gün ve saat aralığı seçilip dental laboratuvara gönderildi.

3.3.4. DCD grubunun tasarlanması

Ölçü bilgisayara aktarıldıktan sonra endokronların sanal ortamda tasarım aşamasına geçildi. InLab Software 3D (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ile elde edilecek mumların tasarımı yapıldı (Şekil 26). Tasarım yapılırken her örneğin benzer anatomik yapıda olmasına ve kron boylarının 7 mm'yi geçmeyecek şekilde olmasına dikkat edildi. Tasarımı tamamlanan örnekler kazıma cihazına (Coritec 350i Loader Pro+, imes-icore GmbH, Eiterfeld, Almanya) aktarıldı ve CAD-

CAM mum diskinden (Zwax, Bursa, Türkiye) kazınarak endokron mum örnekler elde edildi (Şekil 27).



Şekil 26. CAD-CAM Mum Diskten Kazınacak Örneklerin Tasarımı.

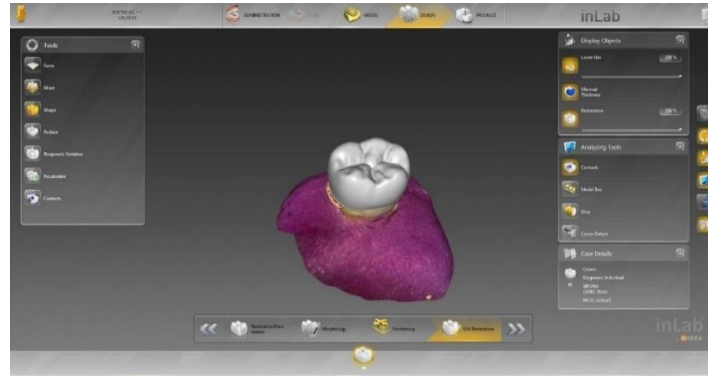


Şekil 27. CAD-CAM Mum Diskten Mum Örneklerin Kazınması.

3.3.5. D3D grubunun tasarlanması

Bu gruptaki restorasyonların tasarımı, bilgisayar üzerinde InLab Software 3D (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ile yapıldı. Ardından 3B yazıcı programına (Chitubox, Guangdong, Çin) aktarıldı. Bu programda elde edilecek altyapının, model üzerindeki konumlandırılması yapıldı (Şekil 28). Üretimi yapılacak olan örnekler, DLP üretim yöntemiyle 3B yazıcı makinesinde (Asiga, The undisputed MAX, Kaliforniya, ABD) 3B yazıcı reçinesi (Arma rezin, Türkiye) ile 385 nm dalga boyunda projeksiyon ışık kaynağı altında elde edildi (Şekil 29). Ultrasonik cihazda

%96'lık etil alkolle 5 dk boyunca temizlendi. Kürlemesi 300 sn boyunca 90 watt gücünde 385-405 nm dalga boyunda ultraviyole ışık verilerek yapıldı (Şekil 30).



Şekil 28. Endokron Örneklerin Modellemesinin Yapılması.



Şekil 29. 3B Yazıcı ve Baskı.



Şekil 30. Kurlleme Cihazı.

3.3.6. DC grubunun tasarlanması

Bu gruptaki örneklerin tasarımı bilgisayar üzerinde bulunan yazılım (CEREC Software 4.6.1 Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) programıyla yapıldı. Marjinal sınır çizimi ve giriş yolu belirlendikten sonra ‘Tasarım’ sekmesi ile restorasyonların tasarımına başlandı. Yazılımın otomatik bir tasarım belirlemesinin ardından ekranın sağ tarafında bulunan sekmeler ile form ve şekil açısından düzenlemeler yapıldı. Restorasyon parametrelerinde siman aralığı 80 µm olarak seçildi ve restorasyonların kron boyu 7 mm’yi geçmeyecek biçimde ayarlandı (Şekil 31). Alt çene daimi 1. molar dişlerin standart kron boyları (7.5 mm) göz önüne alınarak mine-sement sınırı ile restorasyonlardaki en yüksek tüberkül tepesine kadar olan mesafedeki kron boyları standardize edildi. Yazılım üzerinde dişlerin uzun akslarına paralel olacak şekilde kesitler alındı. Bu kesitler üzerinde ‘Analyzing Tools’ kısmındaki ‘Distance’ aracıyla ölçüm yapıldı, uygun olmayan ölçümler düzeltildi. İstenilen yükseklik ‘Tools’ kısmındaki ‘Shape-2 dimension’ aracıyla oklüzal yüzden tutulup ayarlandı ve tasarım tamamlandı (Şekil 32).



Şekil 31. Siman Aralıklarının Ayarlanması.



Şekil 32. Endokron Tasarımı.

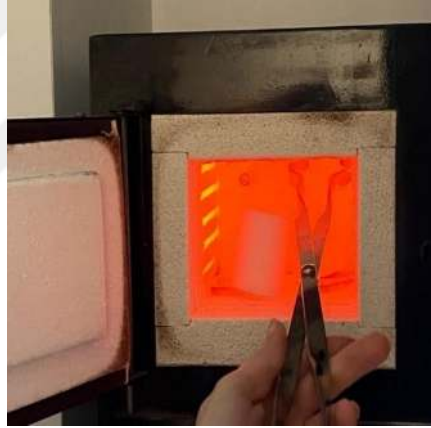
3.3.7. CON, DCD ve D3D gruplarındaki restorasyonların üretimi

CON, DCD ve D3D grubuna ait endokron modelasyonları tijleme sonrası 100 gramlık özel silikon manşete alındı (Şekil 33). Örneklerin manşete alınması için; revetman tozu ve likidi (Polivest, Polident, Volčja Draga, Slovenya) vakumlu karıştırıcı ile (Roko Twist Eco, Roko Dent, Bór 177, Częstochowa, Polonya) 60 sn süreyle karıştırıldı. Revetman, silikon manşetin içine yavaş bir şekilde dökülerek hava kabarcıkları kalmayınca kadar vibrasyon cihazında bekletildikten sonra manşet kapağı yerleştirildi. Revetman, sertleşme işlemi tamamlanıncaya dek 60 dakika oda sıcaklığında bekletildi. Revetmanın sertleşmesinin ardından silikon manşet içinden alınarak mumların uzaklaştırılması amacıyla ön ısıtma fırınına alındı (Mikrotek MFX 1005, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye), 850°C’de 45 dakika bekletildi ve mumlar tamamıyla uzaklaştırıldı (Şekil 34). Ardından ingot ve pistonda ön ısıtma fırınına konuldu. Revetman ve materyallerin ön ısıtma işlemleri tamamlandı. Revetman ön ısıtma fırını içinden çıkarıldı. A2 rengine GC Initial LiSi Press düşük şeffaflıktaki seramik ingot ve alüminyum oksit itici piston revetmana yerleştirildi, presleme fırınına (Programat EP 5010, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) pişirme tablasının merkezine konuldu (Şekil 35). Presleme işlemleri üretici firma talimatlarına göre dakikada 60°C ısı artış oranı ile 882-910°C’de 65 dakika süre ile yapıldı (Şekil 36). İşlemin tamamlanmasının ardından revetman fırından alındı ve 1 saat oda ısısında soğuması için bırakıldı. Revetmandaki fazla kısımlar separe ile kesilerek uzaklaştırıldı. Seramik endokronlar elmas separe yardımı ile tijlerinden kesildi, kalan revetman artıkları alüminyum oksit ile kumlanarak temizlendi. Alçı modellerin üzerinde

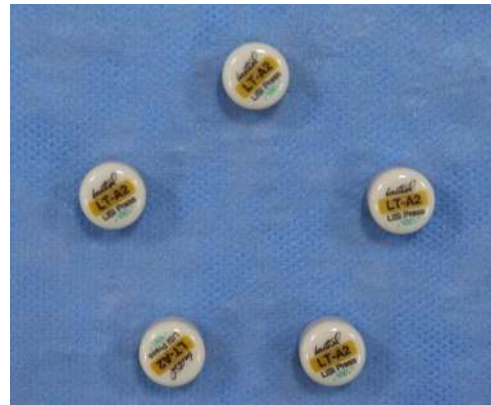
uyumları kontrol edildi ve elmas frezler ile gereken uyumlamaları yapıldı (Şekil 37). Endokronların her biri ait olduğu örneğin üzerine yerleştirildi ve kavite uyumları kontrol edildi.



Şekil 33. Tijleme ve Manşete Alma.



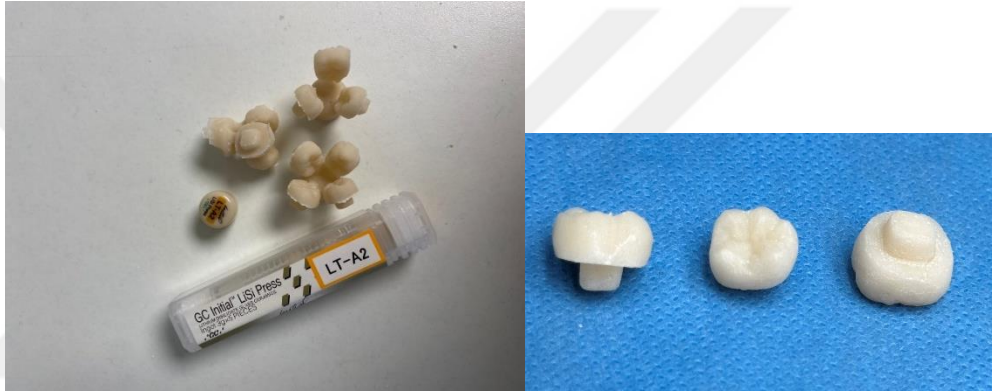
Şekil 34. Ön Isıtma Fırını.



Şekil 35. GC İnitail LiSi İngotlar.



Şekil 36. Presleme Fırını.



Şekil 37. Isı-Basınç Yöntemi ile Üretilen Endokronlar.

3.3.8. DC grubundaki restorasyonların üretimi

Tasarımı tamamlanan DC grubu için ‘Üretim’ sekmesine geçildi ve restorasyonların bloklardan kazınması işlemine başlandı (Şekil 38). Yazılım üzerinde restorasyonların ve tijin blok içerisindeki konumu ve bloğun boyu belirlendi (Şekil 39). Üretim aşamasından önce tüm örnekler için aynı işlem tekrarlandı.



Şekil 38. GC İnitel Lisi Bloklar.

Restorasyon bloğu (GC Initial LiSi Block) kazıma cihazına (Sirona, Cerec MC XL, Bensheim, Almanya) yerleştirildikten sonra uygun frezlerle (Step Bur 12, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), (Cylinder Pointed Bur 20, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) kazıma işlemine başlandı (Şekil 40). Ortalama olarak bir restorasyonun bloktan kazınması 12 dk sürdü. DC grubundaki toplam 10 örneğin endokron restorasyonu, aynı işlemlerin tekrarlanması ile tamamlandı. Üretilen endokronlar, kazıma işlemi bittikten sonra kazıma cihazından alındı, ince grenli elmas frezle tij kısımları düzeltildikten sonra her bir endokron ait olduğu örnek dişe yerleştirildi ve kavite uyumları kontrol edildi (Şekil 41).



Şekil 39. Restorasyon ve Tijin Blok İçerisinde Konumlandırılması.



Şekil 40. CAD-CAM Kazıyıcı.



Şekil 41. CAD-CAM Cihazında Üretilen Endokronlar.

3.3.9. CON, DCD, D3D ve DC gruplarındaki restorasyonların polisajı

Elde edilen endokron restorasyonların polisajı üretici firmanın talimatlarına uygun olarak ince grenli lastiklerle (Sof-Lex Spiral, 3M ESPE, St Paul, ABD) 15-20 bin devirde, hafif basınçla yapıldı ve parlatıldı (Şekil 42).



Şekil 42. Sof-Lex Lastikler.

3.4. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçümü

Marjinal aralık, preparasyon bitim sınırına yakın diş yüzeyi ile restorasyon arasında bulunan mesafe olarak değerlendirildi ve bu aralığın ölçülmesi için silikon replika tekniğinden yararlanıldı. Her bir prepare edilen endokron kavitesinin içine, standardizasyonun sağlanması için otomatik silikon karıştırma tabancası yardımıyla hazırlanan ince kıvamlı silikon materyali (DentapressA, Indigodental GmbH, Almanya) yerleştirildi ve her yere eşit miktarda yayılması için hava sıkıldı. Endokron

restorasyonu, kavite üzerine yerleştirildi ve sabit bir şekilde kalması amacıyla üzerine parmak basıncı uygulanarak adapte edildi. Silikon materyali sertleşene kadar kuvvet uygulanmaya devam edildi. İnce kıvamlı ölçü materyali polimerize olduktan sonra endokron restorasyon kaviteden çıkartıldı ve koyu kıvamlı ölçü materyali kavitenin üzerinde yerleştirildi, ölçü materyalleri sertleştikten sonra dıştan ayrıldı ve böylece silikon replikalar elde edildi (Şekil 43).

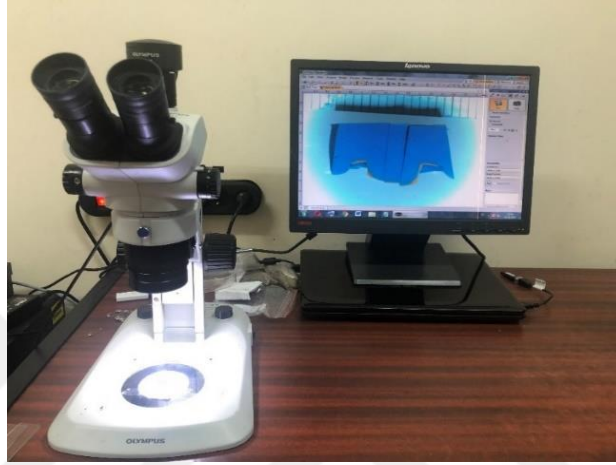


Şekil 43. Silikon Replika.

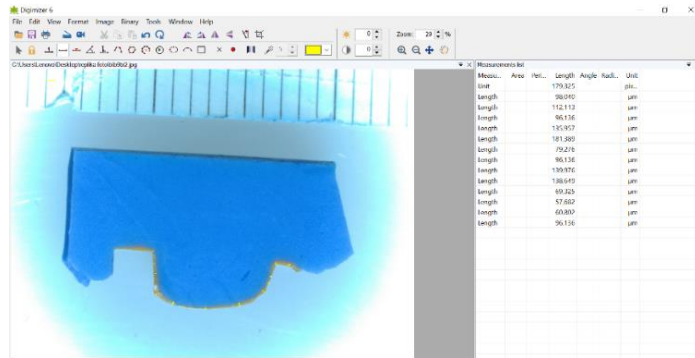
Her silikon replikası, keskin bir bisturi (Galena Health Industry and Trading Corporation, Hamburg, Almanya) ile mezio-distal ve bukkal-lingual olarak dokuz parçaya ayrıldı (Şekil 44). Bu işlemlerden sonra her bir endokron restorasyonun 2 adet marjinal bölgede ve 11 adet internal bölgede (2 aksiyal marjinal, 4 aksiyal, 2 aksiyal pulpal ve 3 pulpal) olmak üzere toplam 13 nokta noktadan ölçümü yapıldı ve bu noktalardan elde edilen sayısal veriler kullanıldı. Silikon replikaların kesitlerinin ölçümleri 57x büyütmedeki stereomikroskop (Olympus SZ61, Tokyo, Japonya) ile incelenip mikroskop kamerası (Olympus SC100, Tokyo, Japonya) ile yazılım programı (cellSens Standard, Olympus Corporation, Shinjuku, Tokyo, Japonya) üzerinden bilgisayara aktarıldı (Şekil 45). Elde edilen görüntüler üzerinden yazılım programı (Digimizer, MedCalc Software Ltd, Oostende, Belçika) ile marjinal ve internal aralık ölçümleri yapıldı (Şekil 46). Çalışmada kullanılan dört grubun tüm örneklerinde yapılan marjinal ve internal aralık ölçümleri için toplam 4160 adet noktanın sayısal değeri kaydedildi.



Şekil 44. Bukko-lingual ve Mezio-Distal Kesitlerin Görüntüsü.



Şekil 45. Stereomikroskop Cihazı ve Görüntünün Bilgisayara Aktarımı.



Şekil 46. Program Üzerinden Aralık Ölçümlerinin Yapılması.

3.5. İstatistik Analiz

Çalışmadan elde edilen veriler SPSS V23 (IBM Corp. Released 2015. IBM SPSS statics for windows, versiyon 23.0 Armonk, NY, ABD) programı aracılığıyla analiz edildi. Normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testiyle incelendi. Gruplara göre normal dağılıma uymayan parametrelerin karşılaştırılması için Kruskal

Wallis testi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Dunn Testi ile yapıldı. Her bir grupta normal dağılıma uyan değerlerin karşılaştırılması için Eşli İki Örnek t Testi, normal dağılıma uymayan değerlerin karşılaştırılması için Wilcoxon Testi kullanıldı. Analizin sonuçları nicel değişkenler için ortalama, standart sapma, ortanca, en düşük ve en yüksek değerler halinde sunuldu. Önem düzeyi $p<0.05$ olarak belirlendi.



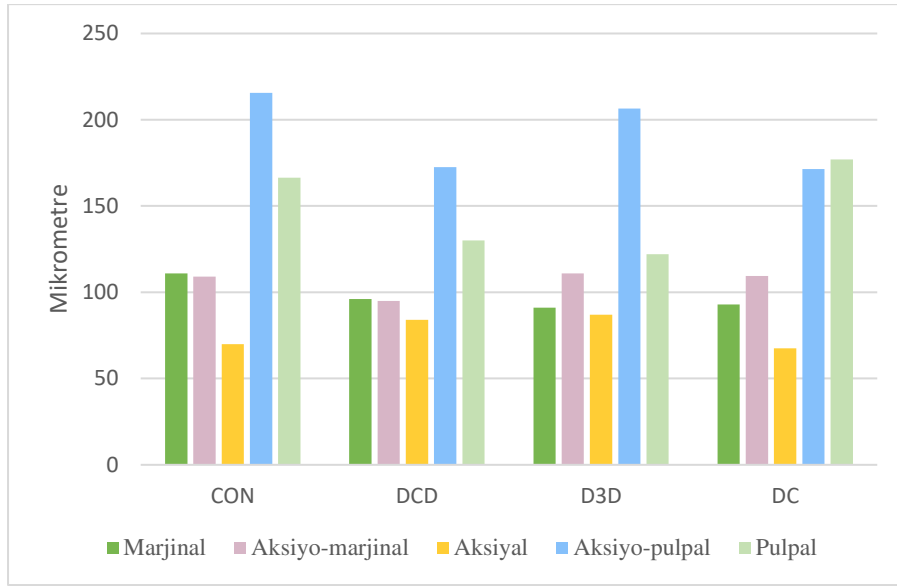
4. BULGULAR

Konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemleri ile ve ısı-basınç ve CAD-CAM kullanılarak elde edilen endokronların marjinal,aksiyo-marjinal,aksiyal,aksiyo-pulpal ve pulpal aralıkları silikon replika tekniği ile stereomikroskop cihazında değerlendirildi. Elde edilen sonuçların istatistik analizi yapıldı. Analiz sonuçlarına göre gruplara ait marjinal ve internal aralık ortalama, ortanca, en düşük ve en yüksek değerleri Tablo 3’te ve bu değerlerin şematik görünümü Şekil 47’de verilmiştir.

Tablo 3. Gruplara Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal, Aksiyo-Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-Pulpal, Pulpal Aralık Değerleri.

	CON Ortalama±SS Ortanca (En düş.- En yük.)	DCD Ortalama±SS Ortanca (En düş.- En yük.)	D3D Ortalama±SS Ortanca En düş.- En yük.)	DC Ortalama±SS Ortanca (En düş.- En yük.)	Test İst.	p
Marjinal Aralık	133.99 ± 75.94 111 (52 - 387) ^b	94.52 ± 19.51 96 (52 - 166) ^a	95.64 ± 32.72 91 (43 - 230) ^a	98.72 ± 32.08 93 (49 - 268) ^a	38.342	<0.001
Aksiyo Marjinal Aralık	122.39 ± 50.17 109 (56 - 349) ^a	96.69 ± 18.75 95 (52 - 162) ^b	110.77 ± 25.62 111 (54 - 176) ^a	113.24 ± 29.56 109.5 (51 - 219) ^a	43.554	<0.001
Aksiyal Aralık	81.7 ± 52.59 70 (28 - 462) ^a	84.51 ± 22.07 84 (35 - 223) ^b	89.16 ± 30.87 87 (33 - 194) ^b	74.27 ± 33.97 67.5 (31 - 300) ^a	102.657	<0.001
Aksiyo Pulpal Aralık	234.34 ± 72.25 215.5 (100-454) ^b	177.69 ± 44.69 172.5 (75- 269) ^a	202.22 ± 43.77 206,5 (86- 292) ^c	168.44 ± 42.67 171.5 (61 - 291) ^a	103.915	<0.001
Pulpal Aralık	176.95 ± 68.45 166.5 (58 - 372) ^a	134.74 ± 45.3 130 (45 - 265) ^b	125.69 ± 49.21 122 (42 - 275) ^b	174.57 ± 40.34 177 (67 - 292) ^a	167.489	<0.001

*Kruskal Wallis testi, ^{a-c}: Aynı harflere sahip gruplar arasında fark yoktur.



Şekil 47. Gruplara Ait Ortanca Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

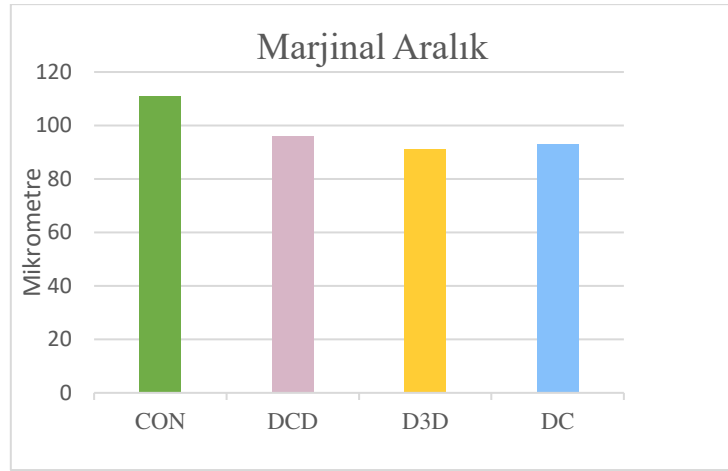
Marjinal aralık değerlendirmesine ait bulgular;

Marjinal bölgedeki aralık değerlerinin ikili karşılaştırılması Tablo 4'te, marjinal aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 48'de verildi.

Marjinal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek marjinal aralık değeri CON grubuna ait örneklerde ($111 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük marjinal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde ($91 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda CON grubuyla diğer gruplar arasında anlamlı bir fark görüldü ($p < 0.001$). DCD, D3D ve DC grupları arasında marjinal aralık değerleri bakımından anlamlı fark görülmedi ($p = 1.000$).

Tablo 4. Marjinal Aralık Açısından Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	<0.001
CON-DC	<0.001
DCD-D3D	1.000
DCD-DC	1.000
D3D-DC	1.000



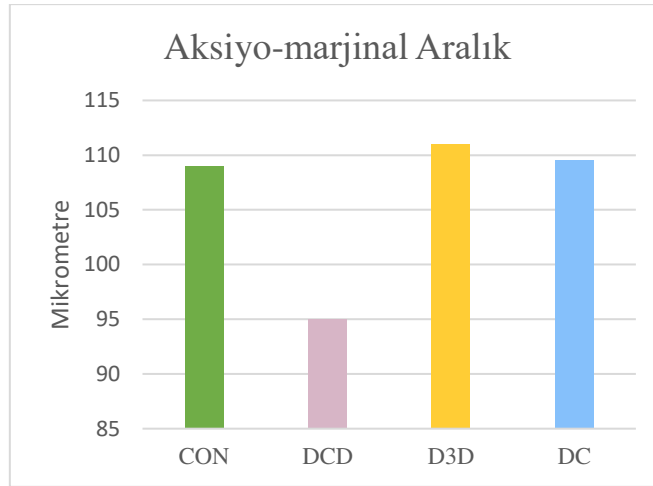
Şekil 48. Marjinal Aralık Ortanca Değerlerinin Şematik Görünümü.

Aksiyo-marjinal aralık değerlendirmesine ait bulgular;

Aksiyo-marjinal bölgede gruplar arası ikili karşılaştırma Tablo 5'te, bu bölgedeki değerlerin şematik görünümü Şekil 49'da verildi. Aksiyo-marjinal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek aksiyo-marjinal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde (111 μm) görülürken, en düşük aksiyo-marjinal aralık değeri DCD grubuna ait örneklerde (95 μm) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda DCD grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı fark görüldü ($p < 0.001$). CON, D3D ve DC grupları arasında aksiyo-marjinal aralık değerleri bakımından anlamlı fark görülmedi ($p = 1.00$).

Tablo 5. Aksiyo-Marjinal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	1.000
CON-DC	1.000
DCD-D3D	<0.001
DCD-DC	<0.001
D3D-DC	1.000



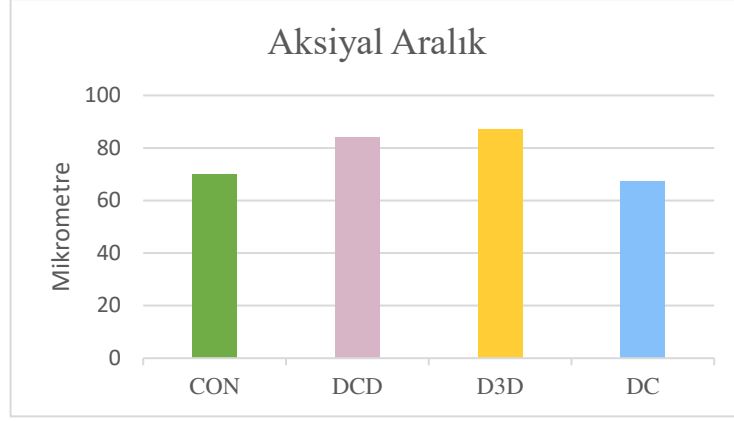
Şekil 49. Gruplara Göre Ortanca Aksiyo-Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Aksiyal aralık değerlerine ait bulgular;

Aksiyal bölgedeki grupların ikili karşılaştırılması Tablo 6’da, aksiyal aralık değerlerine ait verilerin şematik görünümü Şekil 50’de verildi. Aksiyal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek aksiyal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde ($87 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük aksiyal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde ($67.5 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda CON ile DC grupları arasında ve DCD ile D3D grupları arasında anlamlı bir fark bulunmazken diğer gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

Tablo 6. Aksiyal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	<0.001
CON-DC	0.704
DCD-D3D	1.000
DCD-DC	<0.001
D3D-DC	<0.001



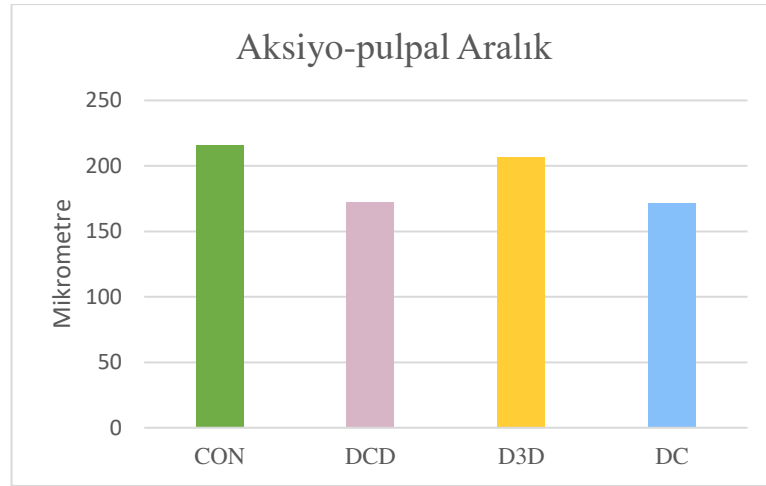
Şekil 50. Gruplara Göre Ortanca Aksiyal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Aksiyo-pulpal aralık değerlendirmesine ait bulgular;

Bu bölgedeki grupların ikili karşılaştırması Tablo 7’de, aksiyo-pulpal aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 51’de verildi. Aksiyo-pulpal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek aksiyo-pulpal aralık değeri CON grubuna ait örneklerde ($215.5 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük aksiyo-pulpal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde ($171.5 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda DCD ile DC grubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlenmezken, diğer gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

Tablo 7. Aksiyo-Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	0.043
CON-DC	<0.001
DCD-D3D	<0.001
DCD-DC	0.604
D3D-DC	<0.001



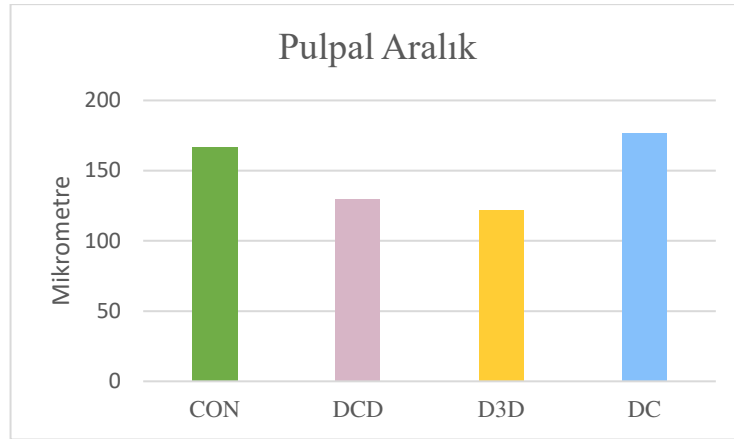
Şekil 51. Gruplara Göre Ortanca Aksiyo-Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Pulpal aralık değerlerine ait bulgular;

Pulpal bölgedeki grupların ikili karşılaştırması Tablo 8’de, pulpal aralığa ait değerlerin şematik görünümü Şekil 52’de verildi. Pulpal aralık değerleri bakımından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek pulpal aralık değerleri DC grubuna ait örneklerde ($177 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük pulpal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde ($122 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucu CON ile DC grubu ve DCD ile D3D grubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlenmezken, diğer gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

Tablo 8. Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	<0.001
CON-DC	0.467
DCD-D3D	0.292
DCD-DC	<0.001
D3D-DC	<0.001



Şekil 52. Gruplara Göre Ortanca Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Marjinal ve internal aralık değerlerine ait bulgular;

Marjinal ve internal aralık değerlerinin gruplara göre karşılaştırılması, ortalama, standart sapma, ortanca, en düşük ve en yüksek değerleri Tablo 9’da, gruplara göre marjinal ve internal aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 53’te verildi. İnternal uyum aksiyo-marjinal, aksiyal, aksiyo-pulpal ve pulpal bölgelerin ortalaması alınarak hesaplandı.

Tablo 9. Her Bir Gruba Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.

	Marjinal Aralık		İnternal Aralık		Test İst	p*
	Ortalama ± S.S	Ortanca (en düş.-en yük.)	Ortalama ± S.S	Ortanca (en düş.-en yük.)		
CON	133.99 ± 75.94	111 (52 - 387)b	129.06 ± 57.92	120.75 (36 - 422)b	-5.4	<0.001
DCD	94.52 ± 19.51	96 (52 - 166)a	110.09 ± 26.8	112 (35 - 165)a	-10.324	<0.001
D3D	95.64 ± 32.72	91 (43 - 230)a	114.98 ± 32.95	114.88 (41-195.5)ab	-9.627	<0.001
DC	98.72 ± 32.08	93 (49 - 268)a	116.04 ± 38.78	122 (31 - 300)ab	-9.567	<0.001

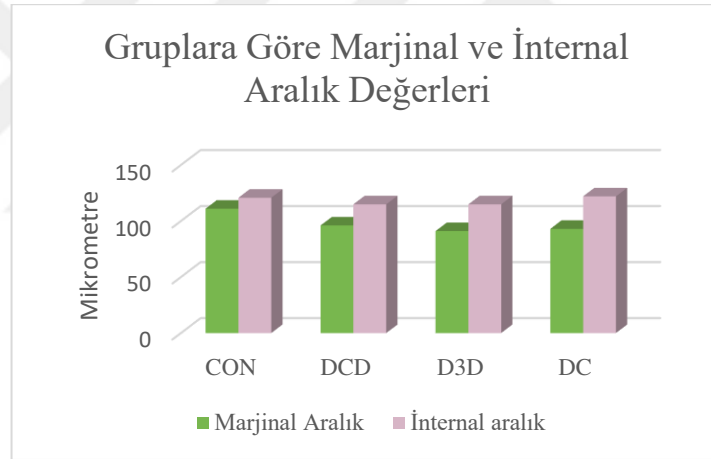
*Wilcoxon testi, a-b: Aynı harflere sahip gruplar arasında bir fark yoktur.

Her grubun marjinal ve internal aralığa ait ortanca değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

Marjinal aralığın gruplara göre ikili karşılaştırılmasında DCD, D3D ve DC grupları arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlenmezken, CON grubu ile diğer gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

İnternal aralığın gruplara göre ikili karşılaştırılması sonucu CON grubu ile D3D ve DC grupları arasında istatistik olarak bir fark gözlenmedi, CON grubu ile DCD grubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p<0.001$). DCD grubu ile D3D ve DC grupları arasında istatistik olarak bir fark elde edilmedi, CON grubu ve DCD grubu arasında istatistik olarak bir fark elde edildi ($p<0.001$). D3D grubu ve DC grubu ile hiçbir grup arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlenmedi.

Marjinal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek marjinal aralık değeri CON grubuna ait örneklerde ($111\ \mu\text{m}$) görülürken, en düşük marjinal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde ($91\ \mu\text{m}$) elde edildi. İnternal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek internal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde ($122\ \mu\text{m}$) görülürken, en düşük internal aralık değeri DCD grubuna ait örneklerde ($112\ \mu\text{m}$) elde edildi.



Şekil 53. Gruplara Göre Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

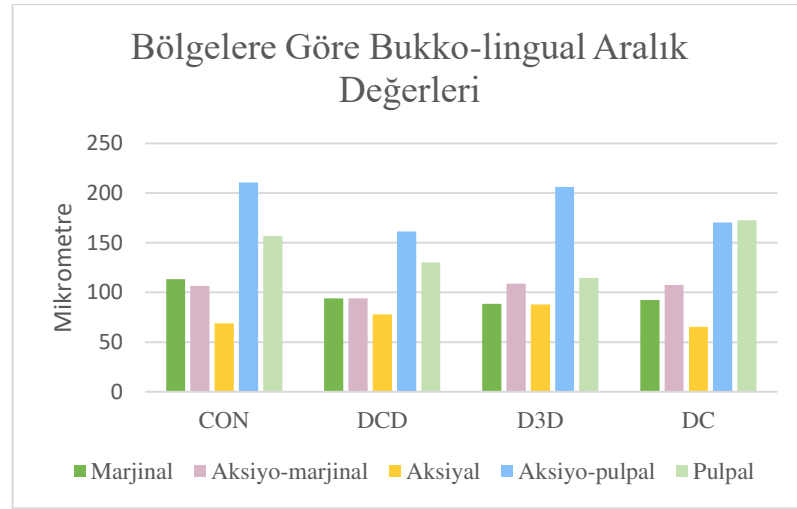
Bukko-lingual yönden ölçüm;

Gruplara göre bukkolingual ölçüm değerleri, ortalama, standart sapma, ortanca, en düşük ve en yüksek değerleri Tablo 10'da, bölgelere göre grupların bukkolingual aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 54'te verilmiştir.

Tablo 10. Bukko-Lingual Yönden Gruplara Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal, Aksiyo-Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-Pulpal, Pulpal Aralık Değerleri.

	CON Ortalama $\pm$ SS Ortanca (En Düş.- En Yük.)	DCD Ortalama $\pm$ SS Ortanca (En Düş.- En Yük.)	D3D Ortalama $\pm$ SS Ortanca (En Düş.- En Yük.)	DC Ortalama $\pm$ SS Ortanca (En Düş.- En Yük.)	Test İst.	p
Marjinal Aralık	133.83 $\pm$ 70.38 113.5 (52 - 373) ^b	91.91 $\pm$ 17.81 94 (52 - 123) ^a	92.75 $\pm$ 36.78 88.5 (43 - 222) ^a	99.83 $\pm$ 36.08 92.5 (54 - 268) ^a	27.346	<0.001
Aksiyo Marjinal Aralık	123.99 $\pm$ 54.33 106.5 (68 - 298) ^a	94.5 $\pm$ 19.99 94 (52 - 162) ^b	108.49 $\pm$ 25.75 109 (54 - 175) ^a	108.03 $\pm$ 22.15 107.5 (51 - 200) ^a	21.891	<0.001
Aksiyal Aralık	82.32 $\pm$ 62.87 69 (28 - 462) ^{ac}	78.13 $\pm$ 19.93 78 (35 - 126) ^c	90.36 $\pm$ 31.52 88 (38 - 194) ^b	67.66 $\pm$ 16.61 65.5 (31 - 123) ^a	59.879	<0.001
Aksiyo Pulpal Aralık	234.79 $\pm$ 77.32 210.5 (119 - 451) ^b	164.55 $\pm$ 38.46 161.5 (75 - 235) ^a	201.79 $\pm$ 44.15 206 (114 - 292) ^b	167.18 $\pm$ 39.27 170.5 (65 - 263) ^a	62.766	<0.001
Pulpal Aralık	176.18 $\pm$ 72.52 157 (58 - 358) ^a	137.25 $\pm$ 45.81 130 (52 - 265) ^b	121.3 $\pm$ 48.37 114.5 (46 - 263) ^b	173.97 $\pm$ 40.36 172.5 (76 - 292) ^a	86.565	<0.001

*Kruskal Wallis testi , ^{a-c}: aynı harflere sahip gruplar arasında fark yoktur.



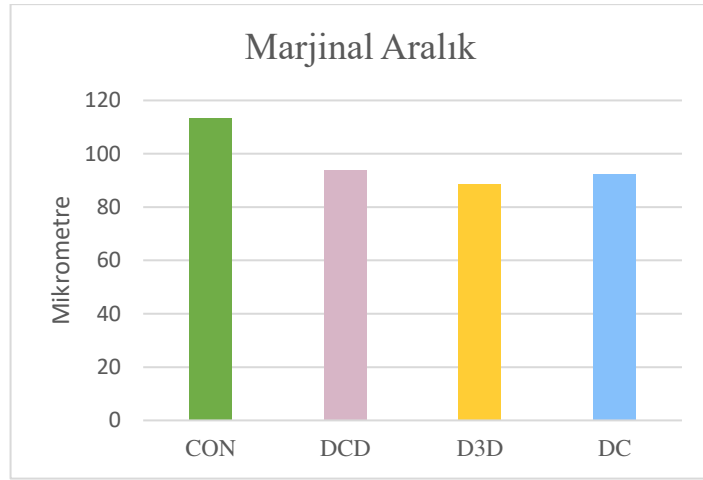
Şekil 54. Gruplara Göre Ortanca Bukko-Lingual Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Bukko-lingual yöndeki marjinal aralık değerlerine ait bulgular;

Marjinal bölgedeki grupların ikili karşılaştırılması Tablo 11’de, marjinal aralığa ait değerlerinin şematik görünümü Şekil 55’te verildi. Marjinal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek marjinal aralık değeri CON grubuna ait örneklerde ($113.5 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük marjinal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde ($88.5 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda CON ile DCD grubu ve CON ile D3D grubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

Tablo 11. Marjinal Aralık Açısından Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırılması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	<0.001
CON-DC	0.004
DCD-D3D	1.000
DCD-DC	1.000
D3D-DC	0.900



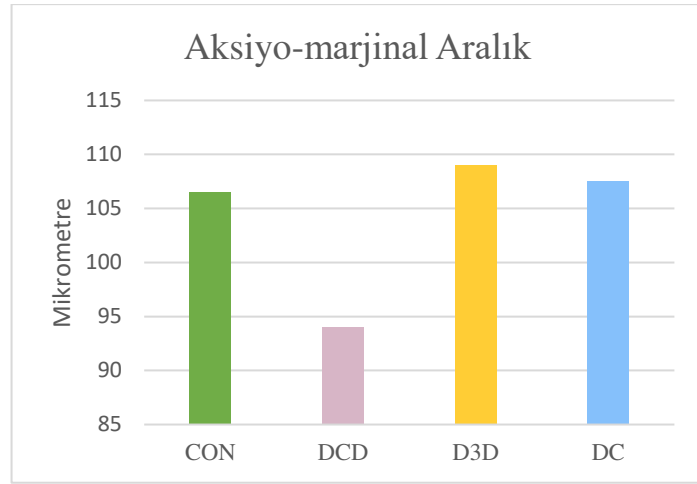
Şekil 55. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Bukko-lingual yöndeki aksiyo-marjinal aralık değerlerine ait bulgular;

Aksiyo-marjinal bölgedeki değerlere göre grupların ikili karşılaştırılması Tablo 12’de, aksiyo-marjinal aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 56’da verildi. Aksiyo-marjinal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek aksiyo-marjinal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde ($109 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük aksiyo-marjinal aralık değeri DCD grubuna ait örneklerde ($94 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda CON ile DCD grubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

Tablo 12. Aksiyo-Marjinal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	1.000
CON-DC	1.000
DCD-D3D	0.002
DCD-DC	0.001
D3D-DC	1.000



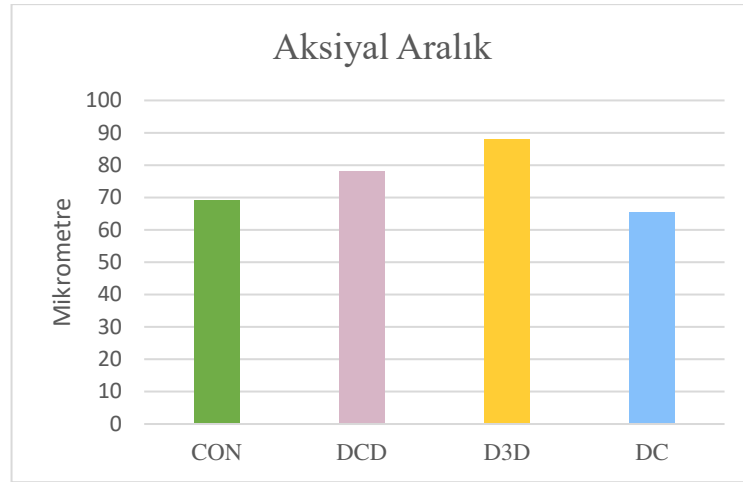
Şekil 56. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Aksiyo-Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Bukko-lingual yöndeki aksiyal aralık değerlerine ait bulgular;

Aksiyal bölgedeki grupların ikili karşılaştırılması Tablo 13'te, grupların bukko-lingual yöndeki aksiyal aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 57'de verildi. Aksiyal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek aksiyal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde ($88 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük aksiyal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde ($65.5 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda D3D grubunda istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

Tablo 13. Aksiyal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırılması	p
CON-DCD	0.051
CON-D3D	<0.001
CON-DC	0.451
DCD-D3D	0.028
DCD-DC	<0.001
D3D-DC	<0.001



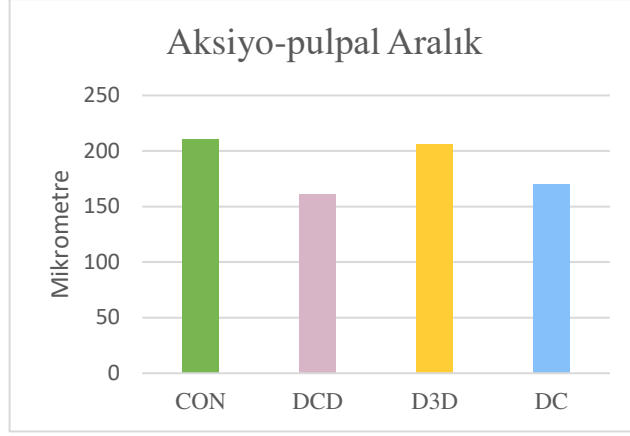
Şekil 57. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Aksiyal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Bukko-lingual yöndeki aksiyο-pulpal aralık değerlerine ait bulgular;

Aksiyο-pulpal bölgedeki değerlere göre grupların ikili karşılaştırılması Tablo 14’te, bu bölgedeki değerlerin şematik görünümü Şekil 58’de verildi. Aksiyο-pulpal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek aksiyο-pulpal aralık değeri CON grubuna ait örneklerde (210.5 μm) görülürken, en düşük aksiyο-pulpal aralık değeri DCD grubuna ait örneklerde (161.5 μm) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda CON ile D3D grupları ve DCD ile DC grupları arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlenmezken, diğer gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p<0.001$).

Tablo 14. Aksiyο-Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırılması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	0.663
CON-DC	<0.001
DCD-D3D	<0.001
DCD-DC	1.000
D3D-DC	<0.001



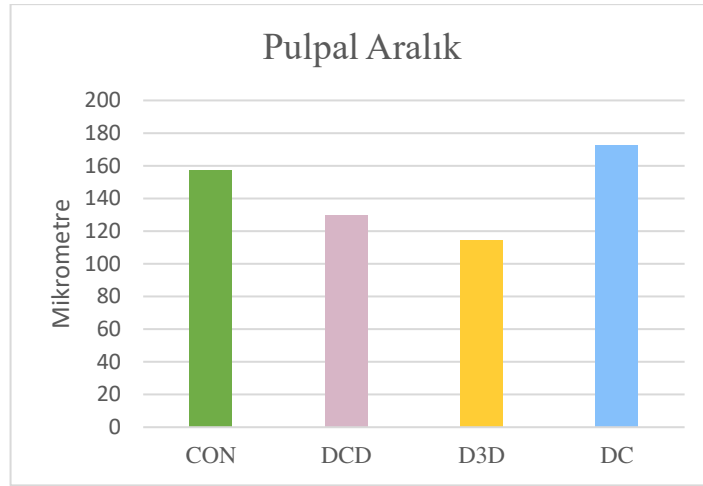
Şekil 58. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Aksiyo-Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Bukko-lingual yöndeki pulpal aralık değerlerine ait bulgular;

Bukko-lingual yöndeki pulpal bölgedeki grupların ikili karşılaştırılması Tablo 15'te, bu değerlere ait verilerin şematik görünümü Şekil 59'da verildi. Pulpal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek pulpal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde ($172.5 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük pulpal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde ($114.5 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda CON ile DC grubu arasında ve DCD ile D3D grupları arasında istatistik olarak bir fark gözlenmezken, diğer gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

Tablo 15. Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırılması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	<0.001
CON-DC	0.714
DCD-D3D	0.084
DCD-DC	<0.001
D3D-DC	<0.001



Şekil 59. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Bukko-lingual yönden marjinal ve internal aralık değerlerine ait bulgular;

Marjinal ve internal aralığın bukko-lingual yönden karşılaştırılması, ortalama, standart sapma, ortanca, en düşük ve en yüksek değerleri Tablo 16’da verildi.

Tablo 16. Her Bir Gruba Ait Bukko-Lingual Yönden Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.

	Marjinal Aralık		İnternal Aralık		Test İst	p*
	Ortalama±SS.	Ortanca (en düş.- en yük.)	Ortalama±SS.	Ortanca (en düş.- en yük.)		
CON	133.83±70.38	113.5 (52 - 373)b	130.64±63.63	118.38 (32 - 462)b	-3.185	<0.001
DCD	91.91±17.81	94 (52 - 123)a	106.11±26.81	106 (35 - 172.5)a	-7.01	<0.001
D3D	92.75±36.78	88.5 (43 - 222)a	114.79±32.01	114 (39 - 194)ab	-6.528	<0.001
DC	99.83±36.08	92.5 (54 - 268)a	111.73±34.37	120.75 (39 - 215.25)ab	-6.053	<0.001

*Wilcoxon Testi, a-b: Aynı harflere sahip gruplar arasında bir fark yoktur.

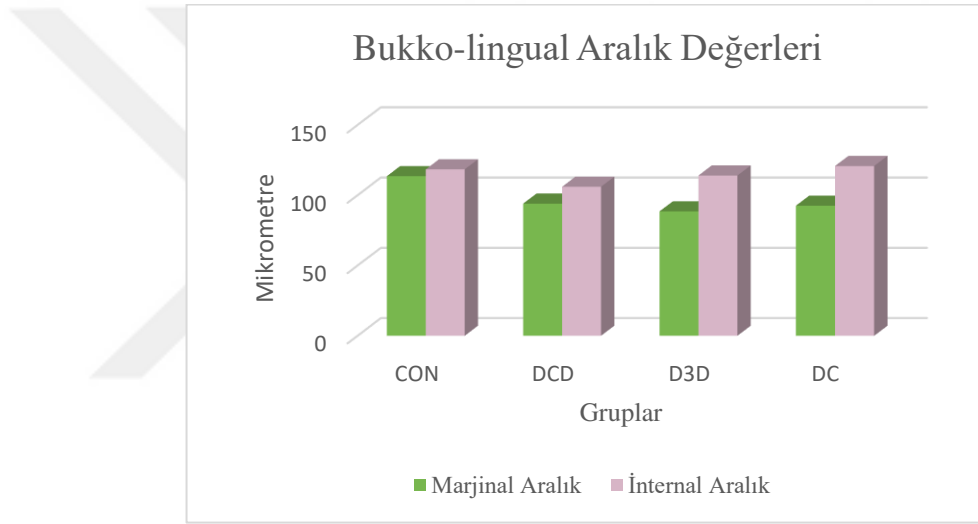
Marjinal aralık değerlerine göre gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek marjinal aralık değeri CON grubuna ait örneklerde (113.5 µm) görülürken, en düşük marjinal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde (88.5 µm) elde edildi.

Marjinal aralığın gruplara göre ikili karşılaştırılmasında CON grubu ile diğer gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.001$). D3D, DCD ve DC gruplarında kendi aralarında istatistik olarak anlamlı bir fark görülmedi.

İnternal aralık değerlerine göre gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek internal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde ($120.75 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük internal aralık değeri DCD grubuna ait örneklerde ($106 \mu\text{m}$) elde edildi.

İnternal aralığın gruplara göre ikili karşılaştırılması sonucu CON grubu D3D ve DC grupları ile benzerlik gösterirken, DCD grubundan farklılık gösterdi ($p<0.001$). DCD grubu D3D ve DC grupları ile benzerlik gösterirken, CON grubundan farklılık gösterdi ($p<0.001$). D3D ve DC grupları tüm gruplarla benzerlik gösterdi.

Bukko-lingual yöndeki marjinal ve internal aralık değerlerine ait verilerin şematik görünümü Şekil 60'ta verildi.



Şekil 60. Gruplara Göre Bukko-Lingual Yönde Ortanca Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

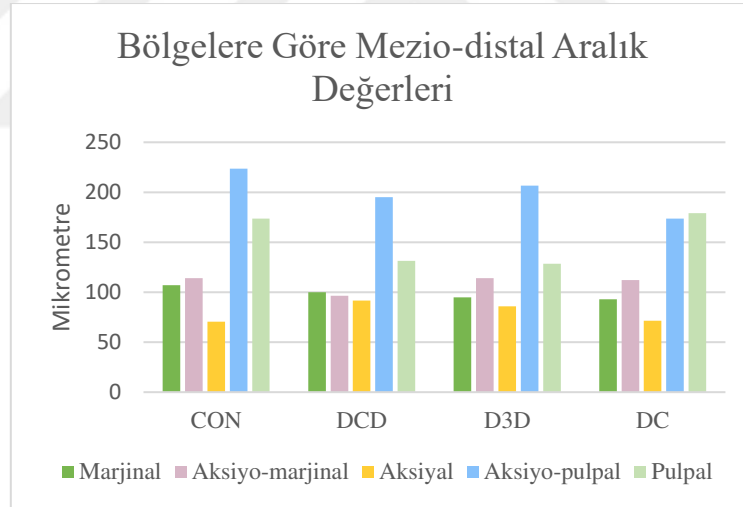
Mezio-distal yönden ölçüm:

Örneklerin mezio-distal olarak karşılaştırılması, ortalama, standart sapma, ortanca, en düşük ve en yüksek değerleri Tablo 17'de, bölgelere göre grupların mezio-distal aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 61'de verildi.

Tablo 17. Mezio-Distal Yönden Gruplara Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal, Aksiyo-Marjinal, Aksiyal, Aksiyo-Pulpal, Pulpal Aralık Değerlerinin Gruplara Göre Karşılaştırılması.

	CON Ortalama±SS Ortanca (en düş.- en yük.)	DCD Ortalama±SS Ortanca (en düş.- en yük.)	Grup D3D Ortalama±SS Ortanca (en düş.- en yük.)	DC Ortalama±SS Ortanca (en düş.- en yük.)	Test İst.	p*
Marjinal Aralık	134.15± 81.56 107 (56 - 387) ^b	97.13 ± 20.85 100 (53 - 166) ^{ab}	98.54 ± 28.02 95 (57 - 230) ^a	97.61 ± 27.7 93 (49 - 217) ^a	13.287	0.004
Aksiyo Marjinal Aralık	120.8 ± 45.93 114 (56 - 349) ^a	98.89 ± 17.28 96.5 (62 - 138) ^b	113.05 ± 25.45 114 (62 - 176) ^a	118.46 ± 34.82 112 (54 - 219) ^a	22.568	<0.001
Aksiyal Aralık	81.08 ± 39.94 70.5 (32 - 285) ^a	90.89 ± 22.31 91.5 (37 - 223) ^b	87.96 ± 30.25 86 (33 - 187) ^b	80.88 ± 44.18 71.5 (31 - 300) ^a	56.396	<0.001
Aksiyo Pulpal Aralık	233.89 ± 67.28 223.5 (100 - 454) ^b	190.83 ± 46.81 195 (81 - 269) ^c	202.65 ± 43.65 206.5 (86 - 286) ^{bc}	169.71 ± 46.03 173.5 (61-291) ^a	47.239	<0.001
Pulpal Aralık	177.73± 64.42 172 (59 - 372) ^a	132.23 ± 44.84 131.5 (45 - 232) ^b	130.08 ± 49.85 128.5 (42 - 275) ^b	175.18 ± 40.48 179 (67 - 286) ^a	85.275	<0.001

*Kruskal Wallis testi, ^{a-c}: Aynı harflere sahip gruplar arasında fark yoktur.



Şekil 61. Bölgelere Göre Grupların Ortanca Mezio-Distal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

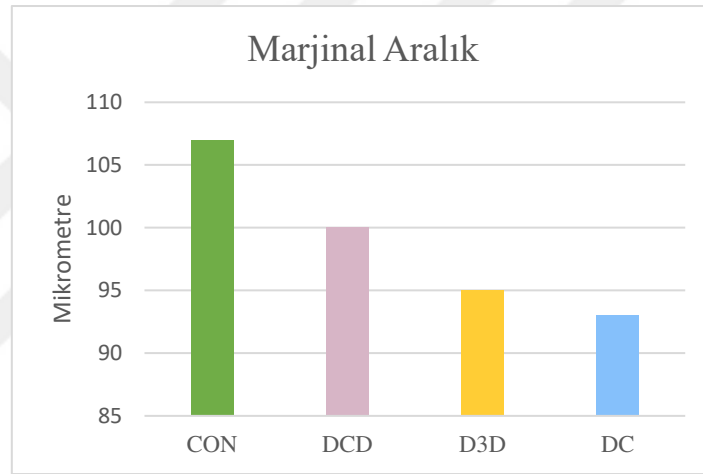
Mezio-distal yöndeki marjinal aralık değerlerine ait bulgular;

Mezio-distal yöndeki marjinal bölgede grupların ikili karşılaştırılması Tablo 18’de, marjinal aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 62’de verildi. Marjinal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.004$). En yüksek marjinal aralık değeri CON grubuna ait örneklerde (107 μ m)

görülürken, en düşük marjinal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde (93 μm) elde edildi. CON grubunda elde edilen değer D3D ve DC grubundan farklılık gösterdi.

Tablo 18. Marjinal Aralık Açısından Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırılması	p
CON-DCD	0.075
CON-D3D	0.025
CON-DC	0.005
DCD-D3D	1.000
DCD-DC	1.000
D3D-DC	1.000



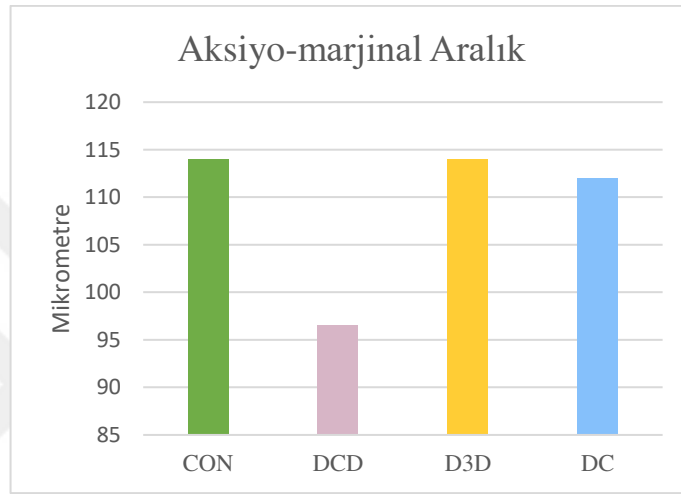
Şekil 62. Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Mezio-distal yöndeki aksiy-marjinal aralık değerlerine ait bulgular;

Aksiy-marjinal bölgede grupların ikili karşılaştırılması Tablo 19'da, bu bölgedeki aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 63'te verildi. Aksiy-marjinal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). En yüksek aksiy-marjinal aralık değeri CON ve D3D gruplarına ait örneklerde (114 μm) görülürken, en düşük aksiy-marjinal aralık değeri DCD grubuna ait örneklerde (96.5 μm) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda CON ile DCD grupları arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p < 0.001$).

Tablo 19. Aksiyo-Marjinal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırılması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	1.000
CON-DC	1.000
DCD-D3D	0.001
DCD-DC	0.001
D3D-DC	1.000



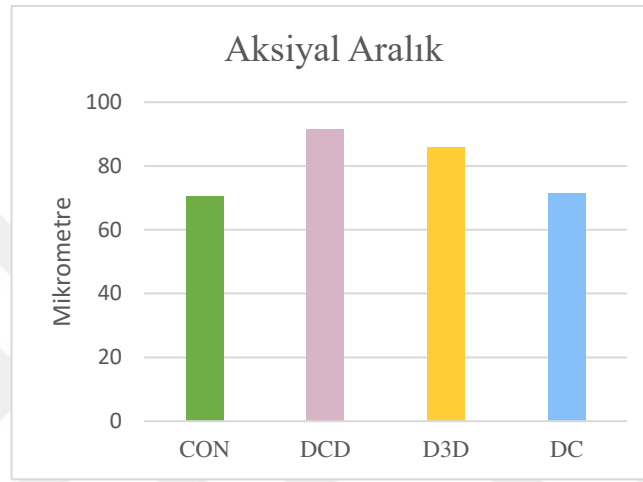
Şekil 63. Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Aksiyo-Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Mezio-distal yöndeki aksiyal aralık değerlerine ait bulgular;

Aksiyal bölgedeki grupların ikili karşılaştırılması Tablo 20’de, bu bölgedeki aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 64’te verildi. Aksiyal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek aksiyal aralık değeri DCD grubuna ait örneklerde ($91.5 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük aksiyal aralık değeri CON grubuna ait örneklerde ($70.5 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda CON ile DCD grubu arasında, DCD ile DC grubu arasında ve D3D ile DC grubu arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p<0.001$).

Tablo 20. Aksiyal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırılması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	0.001
CON-DC	1.000
DCD-D3D	0.154
DCD-DC	<0.001
D3D-DC	<0.001



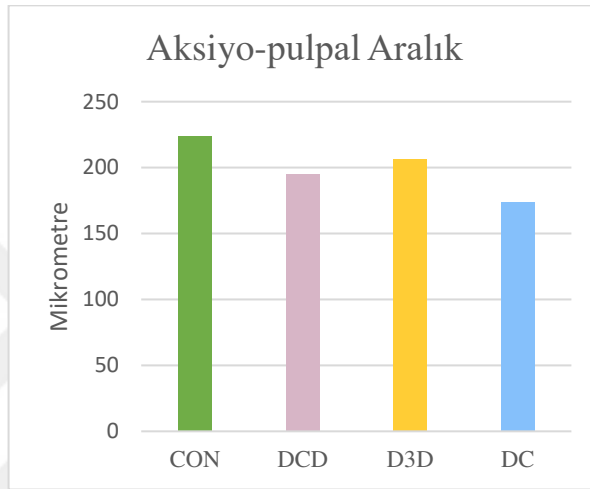
Şekil 64. Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Aksiyal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Mezio-distal yöndeki aksiyo-pulpal aralık değerlerine ait bulgular;

Mezio-distal yöndeki aksiyo-pulpal bölgedeki grupların ikili karşılaştırılması Tablo 21’de, bu bölgedeki aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 65’te verildi. Aksiyo-pulpal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek aksiyo-pulpal aralık değeri CON grubuna ait örneklerde ($223.5 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük aksiyo-pulpal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde ($173.5 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda DC grubunda istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p<0.001$).

Tablo 21. Aksiyo-Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırılması	p
CON-DCD	0.001
CON-D3D	0.173
CON-DC	<0.001
DCD-D3D	0.511
DCD-DC	0.037
D3D-DC	<0.001



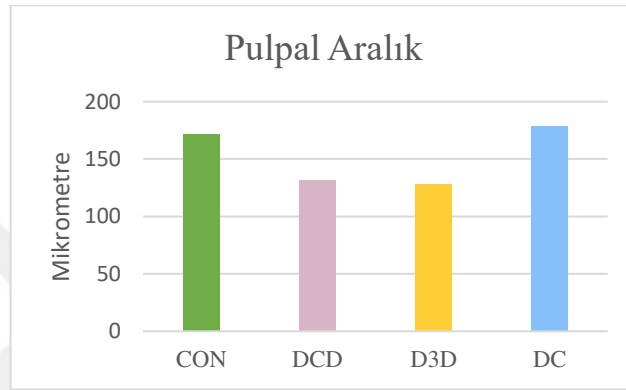
Şekil 65. Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Aksiyo-Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Mezio-distal yöndeki pulpal aralık değerlerine ait bulgular;

Mezio-distal yöndeki pulpal bölgedeki grupların ikili karşılaştırılması Tablo 22’de, bu bölgedeki aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 66’da verildi. Pulpal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek pulpal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde ($179 \mu\text{m}$) görülürken, en düşük pulpal aralık değeri D3D grubuna ait örneklerde ($128.5 \mu\text{m}$) elde edildi. Dunn testi ile yapılan ikili karşılaştırma sonucunda CON ile DC grubu ve DCD ile D3D grubu arasında istatistik olarak bir fark gözlenmezken diğer gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi ($p<0.001$).

Tablo 22. Pulpal Bölgede Dunn Testi ile Grupların İkili Karşılaştırılması.

Grupların ikili karşılaştırılması	p
CON-DCD	<0.001
CON-D3D	<0.001
CON-DC	1.000
DCD-D3D	1.000
DCD-DC	<0.001
D3D-DC	<0.001

**Şekil 66.** Gruplara Göre Mezio-Distal Yönde Ortanca Pulpal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Mezio-distal yönden marjinal ve internal aralık değerlerine ait bulgular;

Grupların mezio-distal yönden marjinal ve internal aralıklarının karşılaştırılması, ortalama, standart sapma, ortanca, en düşük ve en yüksek değerleri Tablo 23'te verildi.

Tablo 23. Her Bir Grupta Mezio-Distal Yönden Gruplara Ait Ortalama, Standart Sapma, Ortanca, En Düşük ve En Yüksek Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.

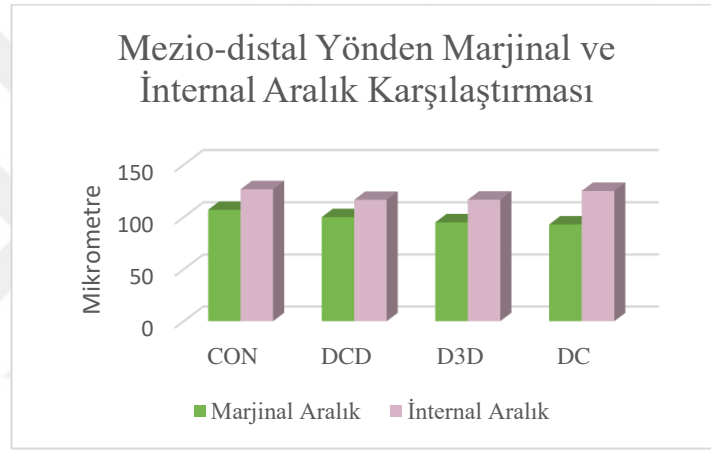
	Marjinal Aralık		İnternal Aralık		Test İst	p*
	Ortalama $\pm$ S.S	Ortanca (en düş.-en yük.)	Ortalama $\pm$ S.S	Ortanca (en düş.-en yük.)		
CON	134.15 $\pm$ 81.56	107 (56 - 387) ^b	129.97 $\pm$ 50.8	126.63 (46 - 296) ^a	-3.832	<0.001
DCD	97.13 $\pm$ 20.85	100 (53 - 166) ^{ab}	115.1 $\pm$ 25.48	116.5 (46 - 168) ^a	-7.184	<0.001
D3D	98.54 $\pm$ 28.02	95 (57 - 230) ^a	116.07 $\pm$ 34.14	116.63 (33 - 192.75) ^a	-7.041	<0.001
DC	97.61 $\pm$ 27.7	93 (49 - 217) ^a	120.6 $\pm$ 39.53	125 (44 - 249) ^a	-7.384	<0.001

*Wilcoxon Testi; ^{a-b}: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.

Marjinal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek marjinal aralık değerleri CON grubuna ait örneklerde ($107\text{ }\mu\text{m}$) görülürken, en düşük marjinal aralık değeri DC grubuna ait örneklerde ($93\text{ }\mu\text{m}$) elde edildi.

İnternal aralık değerleri açısından gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). En yüksek internal aralık değerleri CON grubuna ait örneklerde ($126.63\mu\text{m}$) görülürken, en düşük internal aralık değeri DCD grubuna ait örneklerde ($116.5\text{ }\mu\text{m}$) elde edildi.

Mezio-distal yöndeki marjinal ve internal aralık değerlerine ait verilerin şematik görünümü Şekil 67’de verildi.



Şekil 67. Gruplara Göre Mezio-Distal Yöndeki Ortanca Marjinal ve İnternal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

Bukko-lingual ve mezio-distal yöndeki marjinal aralığa ait bulgular;

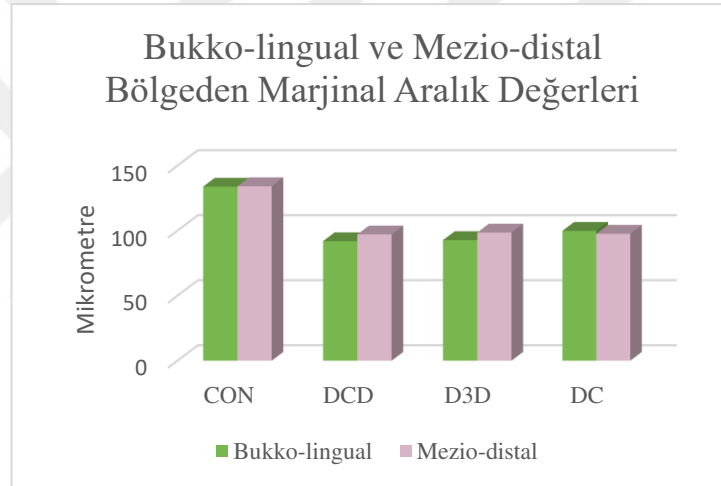
Grupların bukko-lingual ve mezio-distal yönden marjinal aralık değerlerinin karşılaştırılması, ortalama, standart sapma, ortanca, en düşük ve en yüksek değerleri Tablo 24’te verildi.

Tablo 24. Bukko-Lingual Ve Mezio-Distal Yönden Ortalama, Standat Sapma, Ortalama, En Düşük ve En Yüksek Marjinal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.

	BL-Marjinal Aralık		MD-Marjinal Aralık		Test İst	p
	Ortalama $\pm$ SS.	Ortanca (en düş.-en yük.)	Ortalama $\pm$ SS.	Ortanca (en düş.-en yük.)		
CON	133.83 $\pm$ 70.38	113.5 (52 - 373) ^b	134.15 $\pm$ 81.56	107 (56 - 387) ^b	-0.225	0.822**
DCD	91.91 $\pm$ 17.81	94 (52 - 123) ^a	97.13 $\pm$ 20.85	100 (53 - 166) ^{ab}	-2.102	0.039*
D3D	92.75 $\pm$ 36.78	88.5 (43 - 222) ^a	98.54 $\pm$ 28.02	95 (57 - 230) ^a	-1.972	0.049**
DC	99.83 $\pm$ 36.08	92.5 (54 - 268) ^a	97.61 $\pm$ 27.7	93 (49 - 217) ^a	-0.635	0.525**

*Eşli iki örnek t testi, **Wilcoxon testi; ^{a-b}: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur

Bukko-lingual ve mezio-distal yöndeki marjinal aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 68’de verildi.



Şekil 68. Gruplara Göre Bukko-Lingual ve Mezio-Distal Yönde Ortalama Marjinal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

CON, DCD ve D3D gruplarında bukko-lingual yönde daha düşük marjinal aralık değeri gözlenirken, DC grubunda mezio-distal yönde, bukko-lingual yöne göre daha düşük marjinal aralık değeri gözlemlendi.

DCD grubunda, bukko-lingual yönde marjinal aralık ile mezio-distal yönde marjinal aralığın ortalama değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi (p=0.039).

D3D grubunda, bukko-lingual yönde marjinal aralık ile mezio-distal yönde marjinal aralığın ortanca değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlemlendi (p=0.049).

Bukko-lingual ve mezio-distal yöndeki internal aralığa ait bulgular;

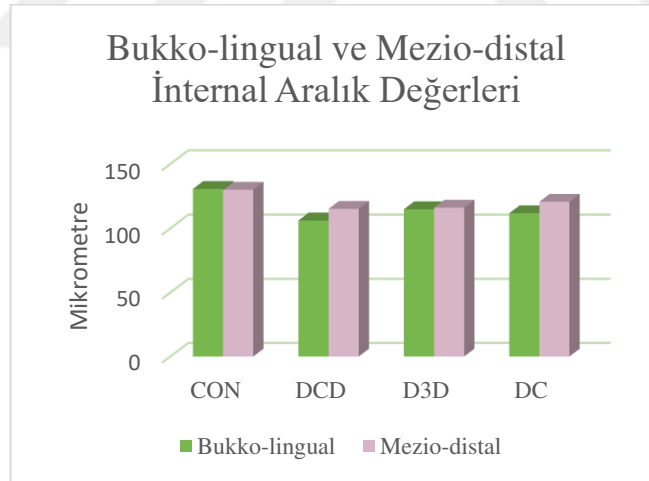
Grupların bukko-lingual ve mezio-distal yönden internal aralık değerlerinin karşılaştırılması, ortalama, standart sapma, ortanca, en düşük ve en yüksek değerleri Tablo 25’te verildi.

Tablo 25. Bukko-Lingual ve Mezio-Distal Yönden Ortalama, Standart Sapma, Ortalama, En Düşük ve En Yüksek İnternal Aralık Değerlerinin Karşılaştırılması.

	BL-İnternal Aralık		MD-İnternal Aralık		Test İst	p
	Ortalama $\pm$ SS.	Ortanca (en düş.-en yük.)	Ortalama $\pm$ SS.	Ortanca (en düş.-en yük.)		
CON	130.64 $\pm$ 63.63	118.38 (32 - 462) ^b	129.97 $\pm$ 50.8	126.63 (46 - 296) ^a	-0.718	0.473**
DCD	106.11 $\pm$ 26.81	106 (35 - 172.5) ^a	115.1 $\pm$ 25.48	116.5 (46 - 168) ^a	-4.644	<0.001*
D3D	114.79 $\pm$ 32.01	114 (39 - 194) ^{ab}	116.07 $\pm$ 34.14	116.63 (33 - 192.75) ^a	-0.455	0.650*
DC	111.73 $\pm$ 34.37	120.75 (39 - 215.25) ^{ab}	120.6 $\pm$ 39.53	125 (44 - 249) ^a	-3.202	0.001**

*Eşli iki örnek t testi, **Wilcoxon testi; ^{a-b}: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.

Bukko-lingual ve mezio-distal yöndeki internal aralık değerlerinin şematik görünümü Şekil 69’da verildi.



Şekil 69. Gruplara Göre Bukko-Lingual ve Mezio-Distal Yönde Ortalama İnternal Aralık Değerlerinin Şematik Görünümü.

CON grubunda, mezio-distal yönde, bukko-lingual yöne kıyasla daha düşük internal aralık değeri gözlenirken, diğer gruplarda bukko-lingual yönde, mezio-distal yöne kıyasla daha düşük internal aralık değeri gözlemlendi.

DCD grubunda bukko-lingual yöndeki internal aralık ile mezio-distal yöndeki internal aralık ortalama değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlendi ($p<0.001$). DC grubunda bukko-lingual yönde internal aralık ile mezio-distal yönde internal aralık ortanca değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlendi ($p=0.001$).



5. TARTIŞMA

Aşırı kron harabiyeti olan kök kanal tedavili dişlerin restorasyonu için pek çok tedavi seçeneği mevcut olmasına rağmen bu tedavi seçenekleri her zaman fonksiyon ve estetik açıdan hasta memnuniyetini sağlayamamaktadır.

Adeziv diş hekimliğinde, daha konservatif tedavilere doğru bir eğilim gözlenmekte, konvansiyonel post ve korlara olan ihtiyaç azalmakta ve kalan diş yapısının miktarına bağlı olarak seramik inley, onley ve endokron restorasyonları ön plana çıkmaktadır (154).

Endokronlar, büyük ölçüde hasar görmüş kök kanal tedavili dişleri restore etmek için kullanılmaktadır. Günümüzde hekimlerin öncelikli tedavi tercihleri arasında bulunan endokron restorasyonlar, güncel ve konservatif bir tedavi seçeneği oluşturmaktadır. Koronal diş yapısının yarısına kadar madde kaybı olduğunda, kök kanal tedavili dişler endokron ile restore edilebilirler (155). Endokronlar kısa veya kavisli kökleri olan, kalsifiye veya dar kök kanallarına sahip ya da kanal aleti kırılması gibi intraradiküler postların uygulanamayacağı durumlarda kullanılabilirler (40). Ancak endokronun bitiş çizgisinin tamamen mine sement bağlantısının altında olduğu ve preparasyon esnasında aşırı madde kaldırıldığı zaman dişin kırılma riski artacağından ve restorasyonun retansiyonu azalacağından dolayı endokronlar tercih edilmemelidir. Böyle bir durumda kök kanal tedavili dişin geleneksel yöntemlerle restore edilmesi gerekir (156).

Soliman ve ark. (157) yaptıkları araştırmada okluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda endokronların en çok tercih edilen tedavi yöntemi olduğunu rapor etmişlerdir. Aynı zamanda okluzal risk faktörü olan hastalarda da endokronu önermişlerdir.

Belleflamme ve ark. (158) yaptıkları 10 yıllık retrospektif çalışmada, ciddi şekilde tahrip olmuş kök kanal tedavili dişleri restore etmek için post-kor restorasyonu yerine endokronların uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir. Ayrıca endokronların %99 oran ile post-kor restorasyonlardan daha fazla sağkalım oranı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Otto ve ark. (159) yaptıkları 12 yıllık takip çalışması sonucunda endokronların sağkalım oranlarını molar dişlerde %90.5, premolar dişlerde %75 olarak rapor etmişlerdir.

Bernhart ve ark. (160) yaptıkları 20 adet endokronun 2 yıllık takibi sonucunda sağkalım oranlarını %90 olarak bildirmişlerdir. İki yıllık takip sonucunda sadece 2 adet endokronda kırık sebebiyle başarısızlık gözlemlendiğini belirtmişlerdir.

Endokronlar, postlardan farklı olarak pulpa odasının iç yüzeyine ve kavite duvarlarına bağlanmakta bunun sayesinde pulpa odasının duvarlarından makroretansiyon ve adeziv simantasyon ile mikroretansiyon elde edilmektedir (161). Ayrıca CAD-CAM sistemlerinin avantajlarından dolayı endokronlar, post-korlara kıyasla daha kolay üretilebilirler (4).

Dejak ve ark. (162) endokronlar ve post-kor sistemler arasındaki stres değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada, endokronların post-kor restorasyonlara göre kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğunu bildirdiler.

Bu tez çalışmasında çekilmiş insan alt molar dişlere uygulanan endokron restorasyonların uyumları değerlendirildi. Doğal diş yapısını taklit eden rezin dişler *in vitro* çalışmalarda kullanılabilir ve bu dişlerin kullanımı, standardizasyonun sağlanması için oldukça rahattır. Fakat doğal dişler, rezin dişlerden farklı özelliklere sahip olmaları nedeniyle, test edilen yapay malzemelerle doğrudan karşılaştırılmazlar (163). Yapılan çalışmalarda doğal diş kullanılması en büyük dezavantajı dişlerin farklı mekanik özelliklere sahip olması, farklı boyutlarda olmaları ve dentin yapısında farklılıklar bulunmasıdır. Buna rağmen doğal dişlerin klinik ortamı yansıtmadaki avantajları, bu farklılıkların kabul edilebilir olmasını sağlamaktadır (164). *In vitro* çalışmalarda klinik ortamı daha iyi yansıttığından dolayı insan dişlerinin kullanılması tavsiye edilmektedir (165).

Endokron restorasyonlar, kök kanal tedavili molar ve premolar dişlere uygulanabilmektedir. Premolar dişler, molar dişlere kıyasla daha küçük olduğundan dolayı endokron restorasyonların tutuculuk sağlayacağı alan da daha küçüktür. Buna bağlı olarak premolar dişlere yapılacak olan endokronlar, 1-2 mm yüksekliğinde ve en az 2 mm kalınlığında supragingival duvarların mevcut olduğu ve pulpa odası derinliğinin en az 3 mm olduğu durumlarda uygulanabilir (40). Bu şartlar aşırı madde kaybı olan kök kanal tedavili premolar dişlerde her zaman sağlanamayacağından endokronların molar dişlere yapılması tavsiye edilmektedir. Bu sebeple çalışmada doğru klinik yorumlara ulaşmak amacıyla 40 adet insan alt 1. molar dişi kullanıldı.

Endokronların merkezi retansiyon kavitesinin preparasyon sınırları kesin olarak belirtilmemesine rağmen, molar dişler için 5 mm çapta silindirik bir eksen ve 5 mm derinlikte retansiyon kavitesi önerilmektedir (5, 37). Bindl ve Mörmann merkezi

retansiyon kavitesi derinliğinin standardize edilemeyeceğini ve 1-4 mm arasında değişebildiğini bildirdiler (4). Endokronların kavite derinliğinin artmasıyla daha derin intraradiküler uzantının elde edileceği, adezyon alanının arttırılacağı ve çiğneme kuvvetlerinin köklere daha iyi iletileceği düşünülmektedir (166). Bu tez çalışmasında kullanılan dişlerin pulpa odası içindeki kavite derinliği 3 mm ile sınırlandırıldı. Standardizasyon sağlanması için kavite preparasyonu esnasında 3 mm uzunlukta omuzlu elmas frezler kullanıldı ve tüm işlem tek bir operatör tarafından gerçekleştirildi.

Marjinal uyum terimi araştırmacıya bağlı olarak değişebilmektedir. Bu çalışmada yapılan marjinal uyum değerlendirmesi, Holmes ve ark. (142) tarafından yapılan çalışmanın terminolojisi ışığında yürütüldü. Marjinal uyumun protetik tedavilerin uzun dönemli klinik başarısındaki önemi büyüktür. Düşük marjinal uyum, simanın oral sıvılara maruz kalmasına, sızıntıya, plak birikimine, sekonder çürüklere, periodontal inflamasyona ve sonuç olarak protetik tedavinin başarısız olmasına neden olabilir (167). Yetersiz internal uyum, diş ve restorasyon arayüzeyinde artan strese sebep olmakta ve sonuç olarak restorasyonun kırılmasına yol açmaktadır (168).

İnternal ve marjinal uyum protetik sürecin başarısını etkileyen önemli klinik faktörlerdendir. Yapılan tedavinin başarılı olarak kabul edilebilmesi için marjinal ve internal uyumun yüksek olması gerekir. Marjinal uyum bitiş çizgisi ile restorasyon sınırı arasındaki mesafe olarak tanımlanır (169). Marjinal uyumu yüksek olan restorasyonların daha uzun ömürlü olduğu, diş ve çevre dokularının daha az zarar gördüğü bildirilmektedir (142). Holmes ve ark. internal aralığı prepare edilmiş dişteki aksiyal duvar ile elde edilen restorasyonun iç duvarı arasındaki uzaklık olarak tanımlamışlardır (142).

Literatürde marjinal uyumunun değerlendirilmesi ile ilgili olarak birçok yöntem bulunmaktadır. Bunlar direkt ölçüm, kesit alma, replika tekniği, profilometri, Mikro-BT olarak sıralanabilir (170). Direkt ölçüm (152) ve kesit alarak replika yöntemiyle değerlendirme (171) çok tercih edilen yöntemlerdir. Direkt ölçümde kron ve day arasında bulunan mesafe mikroskop aracılığıyla farklı büyütme yapılarak marjinal bölgeden ölçülür. Bu yöntem kolay uygulanabilir, hızlı ve tekrarlanabilir. Ölçüm direkt olarak yapıldığı için, ara madde kullanılmasına gerek duyulmaz ayrıca restorasyon zarar görmeden daha hassas ölçümler yapılabilir (172). İşlem basamağı az olduğu için hata payı da azdır ve elde edilen sonuçların doğruluk oranı yüksektir.

Fakat, marjinal aralığın yüksek güçteki mikroskopta incelenmesi gerekir bundan dolayı bu yöntem sadece *in vitro* çalışmalarda kullanılabilir (144).

Direkt ölçüm yönteminde taramalı elektron mikroskobu (SEM) veya stereomikroskop kullanılmaktadır (170). Stereomikroskopta yapılacak ölçümlerden doğru sonuç elde edilebilmesi için ölçümü yapılacak olan noktaların aynı düzlem üzerinde olmaları gerekir. Stereomikroskop ağız içi restorasyonların marjinal ve internal aralık ölçümünde kullanılamasa da replikalar üzerinden aralık tespiti için kullanılabilir (173). Kesit alma yöntemi, restorasyonlar tekrar kullanılamayacağı ve zarar gördüğü için direkt yöntemle kıyasla daha çok zaman gerektirir (174).

Replika tekniği, ince yüzey aralıklarını değerlendirebilmek için hızlı ve güvenilir bir yöntemdir. Literatürde marjinal ve internal uyumun değerlendirildiği birçok çalışmada tercih edilmiştir. Replika tekniği ilk kez McLean ve Fraunhofer tarafından (175), kronların diş dokusuna adaptasyonunu belirlemek amacıyla kullanılmıştır. Ardından diğer araştırmacılar bu yöntemi siman film kalınlığını belirlemek amacı ile kullanmışlardır (175). Birçok araştırmacı marjinal ve internal uyumu ölçmek için silikon replika tekniğini kullanmıştır (176, 177). Bu tekniğin uygulanması ve değerlendirilmesi kolaydır, aynı zamanda ekonomiktir ve güvenilir sonuçlar elde edilir. Nawafleh ve ark. (144) tarafından yapılan sistemik bir incelemede, marjinal uyumu değerlendirmede en yaygın yöntemin mikroskop ile ölçüm olduğu bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde silikon replikalar elde edilerek stereomikroskop altında kenar aralığı ölçümleri yapılmıştır.

Yapılan çalışmaların doğru sonuç vermesi için öncelikle yeterli verilerin elde edilmesi gerekir. Bu veriler kullanılan örnek sayısı, örnekler üzerinde yapılan ölçüm sayısı, kullanılan istatistik testler olarak sıralanabilir. Literatürde marjinal uyumun değerlendirilmesi için kaç noktadan ölçüm yapılması gerektiği konusunda görüş birliğine varılamamıştır (177) ve farklı ölçüm sayıları görülmektedir (178-180).

Al Hamad ve ark. (178) yaptıkları çalışmada 10 örnek üzerinden, her örnek için 12 noktadan ölçüm yapmışlardır. Azarbal ve ark. (179) yaptıkları çalışmada 15 örnek üzerinden, her örnek için 15 noktadan ölçüm yapmışlardır. Groten ve ark. (180) örnek sayısının az olduğu, marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmalarda her örnek üzerinden yapılan ölçüm miktarının arttırılması ile örnek sayısı azlığının kompanse edilebileceğini ve her bir grup için en az 10 örnek ve en az 50 noktadan ölçüm yapılması gerektiğini bildirmiştir. Gassino ve ark. (181) laboratuvarında hazırlanan

dayanak dişlere uygulanan deneysel kronlarda marjinal uyumunun değerlendirilmesi için 18 noktadan ölçüm yapılması gerektiğini rapor etmişlerdir.

Abduljawad ve ark. (182) konvansiyonel, dijital ve bunların kombinasyonlarını kullanarak endokronlar üretip marjinal ve internal uyumlarını ölçmek için mezio-distal ve bukko-lingual kesitler üzerinden 11 noktadan (marjinal bölgeden 2, aksiy-marjinal bölgeden 2, aksiyal bölgeden 2, pulpal bölgeden 5) ölçüm yapmışlardır. Bu tez çalışmasında marjinal bölgeden 2, aksiy-marjinal bölgeden 2, aksiyal bölgeden 4, aksiy-pulpal bölgeden 2, pulpal bölgeden ise 3 noktadan olmak üzere 13 noktadan ölçüm yapılarak restorasyonların marjial ve internal uyumları değerlendirildi.

Simante restorasyonlar için ideal kenar açıklığı konusunda farklı görüşler olup kesin olarak kabul edilen bir değer yoktur. Literatürdeki birçok çalışma klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerini 120 µm olarak bildirmektedir (152, 172, 183). Bu değer 100 µm olması gerektiğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (184, 185). Bazı araştırmacılar ise klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerinin 100-150 µm arasında olduğunu bildirmektedir (152, 186). Yapılan bazı çalışmalar internal aralık değerlerinin simante restorasyonlar için 200-300 µm arasında olduğunu göstermektedir (187, 188). Literatürde bu değerler için net bir bilgi bulunmamasına rağmen marjinal aralık ≤ 120 µm, internal aralık ise ≤ 200 µm klinik olarak kabul edilebilir sınır olarak kabul edilmektedir (189).

Teknolojinin ilerlemesi ile birlikte ölçü sistemlerinde de yeni gelişmeler olmuş ve dijital ölçüyle modelleme sistemleri popüler hale gelmiştir. Teknolojinin diş hekimliğine kazandırdığı yenilikler konvansiyonel sistemlerle kıyaslanmakta, avantajları ve dezavantajları araştırılmaya devam etmektedir.

Marjinal uyum, dijital veya konvansiyonel ölçü yöntemleriyle üretime göre değişkenlik gösterebilir. Konvansiyonel ölçü yönteminde elde edilen kayıtlar, aracı bir materyal yardımı ile negatif kopyası şeklinde teknisyene iletilir. Konvansiyonel yöntemde uygulanan ölçü alma tekniği, kullanılan ölçü maddesi, ölçünün taşınma şekli, ölçü kaşıkları ve karıştırılma tekniği ölçünün doğruluğunu etkileyen önemli faktörlerdendir (190, 191). Konvansiyonel ölçü tekniğinde sistemin aşamalarından dolayı, işlemde hata yapma olasılığı yüksektir. Ölçü alma ve model eldesi sırasında oluşabilecek hataları azaltabilmek için, elde edilen verilerin direkt olarak aktarımı, işlem basamaklarını azaltacak ve daha doğru sonuçlar elde edilecektir (192). Dijital ölçü yönteminde ise restorasyonun üretimi için gerekli veriler direkt olarak CAD-CAM cihazına aktarılabilir. Dijital ölçü yöntemi, konvansiyonel yönteme

kıyasla birçok avantaj sağlamasına rağmen, restorasyonların yeterli bir adaptasyon sağlamaları açısından sorgulanabilirler (193).

Literatürdeki mevcut çalışmalar incelendiğinde ölçünün konvansiyonel ya da dijital yöntem ile elde edilmesinin marjinal ve internal uyumu etkilediği görülmektedir (194, 195).

Benli ve ark. (194) direkt ağız içi tarayıcı, indirekt ağız içi tarayıcı ve konvansiyonel yöntem ile alınan ölçülerin marjinal ve internal uyuma etkisini karşılaştırdıkları çalışmada direkt ağız içi tarayıcı ile alınan ölçülerin diğer tekniklere göre daha yüksek marjinal ve internal uyum gösterdiğini bildirmişlerdir.

Memari ve ark. (195) yaptığı literatür taramasına göre konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemleri ile üretilen CAD-CAM restorasyonların marjinal uyumlarının incelendiği çalışmalar sonucunda, ölçü yöntemine bağlı olarak marjinal aralık değerlerinin değişebildiğini bildirmişlerdir. Yaptıkları literatür taramasına göre dijital ölçüyle üretilen restorasyonların marjinal aralık değerlerinin konvansiyonel ölçüyle üretilen restorasyonlara kıyasla daha düşük olduğu ve dijital ölçünün daha yüksek marjinal uyum sağladığı sonucuna varmışlardır. Ayrıca, ekstraoral tarayıcı ile elde edilen restorasyonların marjinal uyumlarının kabul edilebilir seviyede olduğunu belirtmişlerdir.

Falahcha ve ark. (151) dijital ve konvansiyonel ölçü yöntemiyle üretilen endokronların marjinal uyumunu karşılaştırdıkları çalışmada, konvansiyonel ölçü ile üretilen endokronların marjinal aralığını 74 µm, dijital ölçü ile üretilen endokronların marjinal aralığını ise 70 µm olarak bulmuşlardır. Bu çalışmanın sonucunda dijital tarama ve konvansiyonel ölçü tekniği ile üretilen endokronların benzer marjinal uyuma sahip olduklarını rapor etmişlerdir.

Ağız içi tarayıcılar ile hangi sırayla tarama yapılması gerektiği konusunda farklı stratejiler bulunmaktadır. Birincisi, tüm oklüzal, palatinal yüzeyler daha sonra bukkal yüzeylerin tarandığı doğrusal harekettir. Bu yöntemde, vestibüler taramaların doğrusal hareketinde interproksimal alanlar net olarak görüntülenemeyebilir (196). İkincisi ise, her dişin vestibular, oklüzal ve lingual yüzeylerinin art arda S şeklinde tarama yapılmasıdır. Bazen ölçü sırasında dişlere olan mesafeye veya tarama sırasında hareketin çok hızlı olmasından kaynaklı olarak görüntü kaybı olabilir.

Müller ve ark. (197) ağız içi tarayıcı sistemlerinin tarama stratejilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında birinci grupta sırasıyla bukkal, oklüzal ve palatinal yüzeyleri, ikinci grupta oklüzal, palatinal ve bukkal yüzeyleri, üçüncü grupta ise S

şeklinde tarama yapmışlardır. Alınan ölçülerin doğruluk ortalamasının birinci grupta $17.9 \pm 16.4 \mu\text{m}$, ikinci grupta $17.1 \pm 13.7 \mu\text{m}$ ve üçüncü grupta $26.8 \pm 14.7 \mu\text{m}$ olduğu görülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda üç yöntem arasında istatistik bir fark olmamakla beraber sırasıyla oklüzal, palatinal ve bukkal yüzeylerin taranmasının en yüksek doğruluk oranını sağladığını bildirmişlerdir. Literatürden elde edilen veriler doğrultusunda bu tez çalışmasında sırasıyla oklüzal, lingual, bukkal, mezial ve distal yüzeylerin dijital taraması yapıldı.

Endokron restorasyonlar, kayıp mum ısı-basınç tekniği veya CAD-CAM ile üretilirler (40, 198). Isı-basınç tekniğinde ingotlar, mum eridikten sonra istenen şekli elde etmek için seramik fırın içindeki bir kalıba ısıyla preslenir (199). Bu teknikte, döküm ve soğutma prosedürleri sırasında termal mum model büzülmesi ve genişmesi dezavantajdır (200). Kayıp mum tekniği kullanıldığında, mum model CAD-CAM kullanılarak frezelenir. Isı-basınç yöntemi daha fazla zaman gerektirmesine rağmen, bu sistem ile elde edilen seramiklerin iyi fonksiyonu, retansiyonu, estetiği ve dayanıklılığı bulunmaktadır. CAD-CAM sisteminde blokların kristalizasyon prosedürü %0.3'lük bir büzülme ile sonuçlanır ancak bu durum endokronların uyumunun doğruluğunu etkilemez (201). CAD-CAM ile üretimin avantajlarından biri teknisyen hatalarını azaltan daha az laboratuvar aşaması olmasıdır.

Tam seramik sistemler, estetiği ve fonksiyonu bir arada sağladıklarından dolayı kullanımları popüler hale gelmiştir. CAD-CAM sistemlerinin ve yazılımlarının gelişmesi klinik olarak pek çok avantaj sağlamıştır. Seramik restorasyonların kişiye özel tasarımı ve hassas üretimi yapılabilmektedir. Ayrıca restorasyonun internal uyumu ve oklüzal morfolojisinin sağlanması çok daha iyidir. Restorasyonlar hasta başında tek seansta üretilip ağıza yerleştirilebilirler. Minimum hata payı vardır, ölçü ve laboratuvardan kaynaklanabilecek çapraz enfeksiyon riski azdır (202).

Lityum disilikat restorasyonlar kayıp mum tekniği veya ısı-basınç tekniği kullanılarak üretilirler. Ivoclar'ın 2011 yılındaki bilimsel raporuna göre, malzemenin mukavemeti ile ilgili olarak, preslenmiş lityum disilikat CAD-CAM'e kıyasla %11 daha güçlüdür (203).

Homsy ve ark. (204) yaptıkları çalışmada konvansiyonel, frezeleme ve 3B yazıcı ile üretilen mum modellerle elde edilen lityum disilikat cam-seramik inley restorasyonların marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada konvansiyonel, dijital ve bunların kombinasyonları ile inley restorasyonlar elde etmişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonucunda, marjinal/internal aralığı konvansiyonel

ölçü ve elde mum tekniğinde $45.1 \mu\text{m}/78 \mu\text{m}$, konvansiyonel ölçü, alçı modelin laboratuvarda taranması ve CAD-CAM sistemi ile mum eldesinde $37.6 \mu\text{m}/83.7 \mu\text{m}$, konvansiyonel ölçü, alçı modelin laboratuvarda taranması ve 3B yazıcı ile mum eldesinde $39.8 \mu\text{m}/82.9 \mu\text{m}$, dijital ölçü ve CAD-CAM'den kazıma sistemi ile mum eldesinde $24.8 \mu\text{m}/71.9 \mu\text{m}$, dijital ölçü 3B yazıcı ile mum model eldesinde $39.7 \mu\text{m}/88.8 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Yapılan çalışmada istatistik olarak anlamlı bir fark tespit edilmediğini ancak dijital ölçü ve mum modellerin CAD-CAM ile üretildiği restorasyonların, konvansiyonel ölçü ve üretime kıyasla ve 3B üretime göre daha iyi marjinal ve internal uyum gösterdiğini bildirmişlerdir. 3B yazıcı ile üretilen mum modeller, konvansiyonel mum örneklerle benzer uyum değerleri vermiştir.

Gudugunta ve ark. (205) yaptıkları çalışmada CAD-CAM sistemiyle ve ısı-basınç yöntemiyle üretilen onley restorasyonların marjinal uyumunu karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda CAD-CAM ile üretilen restorasyonlarda marjinal aralığı $41.46 \mu\text{m}$, ısı-basınç yöntemi ile üretilen restorasyonlarda ise $55.95 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. CAD-CAM sistemi ile üretimde, ısı-basınç yöntemine kıyasla daha düşük marjinal aralığa sahip restorasyonlar elde edildiğini bildirmişlerdir.

El Ghouli ve ark. (206) CAD-CAM ve ısı-basınç yöntemleri ile elde edilen lityum disilikat endokronların marjinal ve internal uyumunu karşılaştırdıkları çalışmada 4 mm derinliğinde kavite preparasyonu yapıp endokronları üretmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda her iki üretim tekniğinin de marjinal ve internal uyumlarının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu ancak CAD-CAM sistemiyle üretilen endokronların daha iyi marjinal ve internal uyuma sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Abduljawad ve ark. (182) konvansiyonel, dijital ve bunların kombinasyonları ile üretilen endokronların marjinal uyumunu karşılaştırmak için dijital ölçü ve CAD-CAM ile; konvansiyonel ölçü, model tarama ve CAD-CAM ile; konvansiyonel ölçü, laboratuvarda model taraması ve CAD-CAM ile; konvansiyonel ölçü ve ısı-basınç yöntemi ile endokronlar üretmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda dijital yöntemlerle üretilen endokronların ($120 \pm 27 \mu\text{m}$) konvansiyonel yöntemle üretilenlere ($150 \pm 35 \mu\text{m}$) göre daha düşük marjinal aralık gösterdiğini bildirmişlerdir.

Ng ve ark. (207) dijital ve konvansiyonel yöntemler ile elde edilen kronların marjinal uyumunu araştırdıkları çalışmada tamamen konvansiyonel ve tamamen dijital yöntemler ile seramik kronlar elde etmişlerdir. Dijital olarak üretilen kronlarda

marjinal aralık $48 \pm 25 \mu\text{m}$ olarak ölçülürken, konvansiyonel olarak üretilen kronlarda marjinal aralık $74 \pm 47 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda tamamen dijital olarak üretimin, tamamen konvansiyonel üretime kıyasla daha iyi marjinal uyum gösterdiğini rapor etmişlerdir. Yaptığımız bu tez çalışmasında da tamamen dijital olarak üretilen endokronlardaki (DC) marjinal aralık $93 \mu\text{m}$ bulunurken, tamamen konvansiyonel olarak üretilen endokronlarda (CON) marjinal aralık $111 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Elde ettiğimiz sonuçlar bu çalışmaların sonuçlarına benzerlik göstermektedir.

Elsayed ve ark. (208) preslenebilir lityum disilikat cam seramikler, preslenebilir zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramikler, frezelenabilir lityum disilikat cam seramikler ve frezelenabilir zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramiklerle üretilen endokronların marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda CAD-CAM ile kazınarak üretilen, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik endokronların $60 \mu\text{m}$ marjinal aralık değerine sahip olduğunu ve en yüksek marjinal aralığa sahip grup olduğunu bildirmişlerdir. Mum paterni CAD-CAM’de kazınarak elde edilen ve ısı-basınç yöntemiyle üretilen lityum disilikat içerikli cam seramiklerin ise $25.5 \mu\text{m}$ ile en düşük marjinal aralık değerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca ısı-basınç yöntemi ile üretimin CAD-CAM’e kıyasla daha düşük marjinal ve internal aralık gösterdiğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda dijital ölçü ve CAD-CAM ile kazınarak üretilen endokronlarda (DC) marjinal aralık değeri $93 \mu\text{m}$ elde edilirken, dijital ölçü, mum paterni CAD-CAM’de kazınarak ile elde edilen ve ısı basınç yöntemi ile üretilen endokronlarda (DCD) marjinal aralık değeri $96 \mu\text{m}$ bulundu. İki grup arasında marjinal uyum bakımından istatistik olarak anlamlı farklılık gözlenmedi. Elsayed ve ark. tarafından yapılan çalışmada CAD-CAM ile üretim, ısı-basınç ile üretime kıyasla daha uyumlu sonuç verirken, yaptığımız tez çalışmasında bu iki yöntem benzer sonuçlar vermiştir.

Azar ve ark. (203) CAD-CAM ve ısı-basınç yöntemleriyle üretilen restorasyonların marjinal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Lityum disilikat içerikli ısı-basınç yöntemi ile üretilen restorasyonların ortalama marjinal aralığını $38 \pm 12 \mu\text{m}$, CAD-CAM’de üretilen restorasyonların ise ortalama marjinal aralığını $45 \pm 12 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Çalışmanın sonucunda ısı-basınç yöntemi ile üretilen lityum disilikat restorasyonların CAD-CAM’de üretilenlere kıyasla daha düşük marjinal aralık değerlerine sahip olduğunu rapor etmişlerdir.

Anadioti ve ark. (209) konvansiyonel ve dijital yöntemler ile ölçüler elde edip, ısı-basınç tekniği ve CAD-CAM ile kazınarak lityum disilikat içerikli kronlar üretmişlerdir. Bu kronların marjinal uyumlarını incelemişlerdir ve çalışma sonucunda konvansiyonel ölçü ve ısı-basınç tekniği ile üretilen kronların daha düşük marjinal aralık değeri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmaların sonuçlarının, çalışmamızın sonuçlarından farklılık göstermesinin sebebinin, elde edilen restorasyon türünün farklı olması, dijital ölçü sırasında toz uygulaması, plastik diş kullanılması, restorasyonlara yaşlandırma işlemi yapılmış olması gibi sebeplerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Literatürde marjinal ve internal aralık konusunda kabul edilen net bir değer bulunmamasına rağmen marjinal aralık $\leq 120 \mu\text{m}$, internal aralık ise $\leq 200 \mu\text{m}$ klinik olarak kabul edilebilir sınır olarak kabul edilmektedir (189). Çalışma sonucunda elde edilen ortanca marjinal aralık verileri tüm gruplarda $91 \mu\text{m}$ ile $111 \mu\text{m}$ arasında, internal aralık verileri ise $112 \mu\text{m}$ ile $122 \mu\text{m}$ arasındadır. Her iki teknik ile üretilen endokronlarda marjinal ve internal uyum klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde bulunmuştur.

Guess ve ark. (210) farklı üretim yöntemlerinin restorasyonların marjinal ve internal uyumuna etkisini araştırdıkları çalışmada, ısı-basınç ve CAD-CAM ile tam seramik onleyle elde etmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda ısı-basınç yöntemi ile elde edilen onleylelerin internal uyumunu CAD-CAM sisteminde üretilenlere göre daha yüksek bulmuşlardır. Marjinal uyumda ise iki yöntem arasında bir fark bulmadıklarını bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında marjinal aralık ölçümlerinde en yüksek aralık değeri konvansiyonel ölçü tekniği ve elde mum tekniğiyle üretilen lityum disilikat cam seramik grubunda ($111 \mu\text{m}$), en düşük değer dijital ölçü ve 3B yazıcı cihazında üretilen lityum disilikat cam seramik grubunda ($91 \mu\text{m}$) elde edildi. Bunun nedeninin ölçü yönteminin farklılığından kaynaklandığı düşünülmekte ve dijital ölçünün konvansiyonel ölçüye kıyasla daha doğru sonuçlar verdiği düşünülmektedir. İnternal aralığın ölçümlerinde ise en yüksek aralık değeri dijital ölçü ve CAD-CAM'de kazınarak üretilen lityum disilikat cam seramik grubunda ($122 \mu\text{m}$), en düşük değer ise dijital ölçü ve CAD-CAM mum diskten kazınarak ısı basınç yöntemi ile üretilen lityum disilikat cam seramik grubunda ($112 \mu\text{m}$) elde edildi. Bunun nedeninin ise endokronların üretim yöntemlerinin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Isı-basınç yöntemi ile üretilen endokronlar (CON: $120.75 \mu\text{m}$, DCD: $112 \mu\text{m}$, D3D:

114.88) CAD-CAM’de kazıma yöntemi ile üretilen endokronlara (DC: 122 μm) kıyasla daha düşük internal aralık değerleri verdiği gözlemlendi. Bunlara bağlı olarak ölçü yöntemi ve üretim yönteminin marjinal ve internal aralığı etkilemeyeceği yönündeki 1. hipotezimiz reddedilmiştir. Yaptığımız çalışmada bukkal-lingual ve mezio-distal yönlerden kesit alınarak bu yönlerin marjinal ve internal uyumu karşılaştırılmıştır. Marjinal uyumda bukkal-lingual ve mezio-distal yönler arasında bir farklılık gözlenmemiştir. Internal uyumda, bukkal-lingual ve mezio-distal yönde, tamamen konvansiyonel olarak elde edilen grupta farklılık gözlenirken diğer gruplarda bir farklılık gözlenmemiştir. Bundan dolayı 2. hipotezimiz kısmen kabul edilmiştir.

Farklı çalışmalarda bildirilen marjinal aralık değerlerindeki farklılıklar, tarayıcı türü, yazıcı türü, marjinal ya da internal aralığın ölçüm yöntemindeki farklılıklar ve alçı model veya mum modelajın üretimi, farklı ticari ingot ve revetman markası, ölçü malzemesinin türü, ticari markası ve farklı tipte fabrikasyon restorasyonlar gibi farklılıklardan kaynaklanabileceği gibi teknisyen hatalarından da kaynaklanabilir.

Shamseddine ve ark. (211) CAD-CAM ve SLA yöntemi ile elde edilen mum modellerden elde edilen lityum disilikat içerikli kronların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Marjinal aralık CAD-CAM sisteminde $105.1 \pm 39.6 \mu\text{m}$ bulunurken, SLA yönteminde $126.2 \pm 25.2 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Internal aralık ise CAD-CAM sisteminde $98.1 \pm 26.1 \mu\text{m}$ bulunurken, SLA yönteminde $106.8 \pm 21.2 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda iki yöntemin marjinal ve internal uyumu arasında anlamlı bir fark olmadığını, her iki sistemde de elde edilen restorasyonların marjinal aralığını klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu bildirmişlerdir. Aynı araştırmacı başka bir çalışmada ise konvansiyonel yöntemle ve CAD-CAM sisteminde kazıma yöntemi ile mum paternler elde etmiştir ve ısı basınç yöntemi ile tam seramik kronlar elde etmişlerdir. Bu kronların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Mum konvansiyonel yöntemle elde edilen kronlarda marjinal aralığı $170.3 \pm 50.7 \mu\text{m}$, internal aralığı $130.3 \pm 21.6 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. CAD-CAM sisteminde kazınarak elde edilenlerde ise marjinal aralığı $105.1 \pm 39.6 \mu\text{m}$, internal aralığı $98.1 \pm 26.1 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Bu iki yöntem arasında istatistik bir fark gözlenmiştir. Mum, CAD-CAM sistemi ile üretilen kronlarda, konvansiyonel yöntemle üretime kıyasla daha düşük marjinal aralık elde edilmiştir (212). Bu çalışmaya benzer olarak mum paterni CAD-CAM’de kazınarak

Üretilen endokronlarda marjinal ve internal uyum konvansiyonel elde mum tekniğine göre daha yüksek bulundu.

Jamshidi ve ark. (41) 3B yazıcı ve konvansiyonel mum tekniğiyle üretilen endokronların marjinal uyumunu karşılaştırmışlardır. Konvansiyonel olarak üretilen endokronlarda ortalama marjinal aralık değerini 99.67 μm olarak elde etmişlerdir. En yüksek marjinal aralık distal bölgede, en düşük marjinal aralık ise bukkal bölgede görülmüştür. Elde edilen endokronlarda meziobukkal bölgede en düşük marjinal aralık (116.2 μm) görülürken, distobukkal bölgede en yüksek marjinal aralık değeri (119.75 μm) görüldüğünü belirtmişlerdir. Ayrıca, tüm noktalardaki ortalama marjinal aralık değerinin, 3B yazıcı ile üretilen endokronlarda, konvansiyonel yöntemle üretilenlere kıyasla daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda 3B yazıcı ile üretim konvansiyonel yönteme kıyasla daha düşük marjinal uyum gösterdiğini bildirmişlerdir. Jamshidi ve ark. yaptıkları çalışmadan farklı olarak bu tez çalışmasında patern rezini 3B yazıcı ile üretilen endokronlarda görülen marjinal aralık değeri (91 μm), konvansiyonel teknik ile üretilenlere (111 μm) kıyasla daha düşük, internal aralık değerleri de patern rezini 3B yazıcı ile üretilen endokronlarda (114.88 μm), konvansiyonel teknik ile üretilenlere (120.75 μm) kıyasla daha düşük bulunmuştur.

Eftekhar Ashtiani ve ark. (213) konvansiyonel yöntemle ve 3B yazıcı ile üretilen restorasyonların marjinal uyumunu değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada konvansiyonel ölçü ve konvansiyonel üretim, konvansiyonel ölçü ve rezin paterni 3B yazıcı ile elde edilen, dijital ölçü ve rezin paterni 3B yazıcı ile elde edip ısı-basınç yöntemi ile onley restorasyonları üretmişlerdir. Bu restorasyonların ortalama marjinal aralığını konvansiyonel grupta 82.6 μm , konvansiyonel l 3B yazıcı grubunda 113.4 μm , dijital ölçü ve 3B yazıcı grubunda 104 μm olduğunu bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında konvansiyonel ölçü ve konvansiyonel üretim ile elde edilen endokronlardaki marjinal aralık değeri (111 μm), dijital ölçü ve rezin paterni 3B yazıcı ile üretilen endokronların marjinal aralık değerinden (91 μm) daha yüksek bulundu. Eftekhar Ashtiani ve ark. konvansiyonel yöntemle üretilen onleylerin marjinal uyumunun 3B yazıcıya kıyasla daha düşük marjinal aralık değeri göstermesine ilişkin sonuçları, yaptığımız çalışmadan farklılık göstermektedir.

3B yazıcı ile üretim konvansiyel tekniğe kıyasla daha uyumlu sonuç vermesinin sebebinin, konvansiyonel teknikte marjinal çizginin hatalı konumlanması, manuel mumlama ve die spacer yerleştirilmesindeki ve döküm işlemindeki olası

hataların marjinal uyumu etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Manuel mumlamada teknisyen hatasını minimuma indirmek için mum disklerden CAD-CAM’de kazıma yöntemi ile mum eldesi yapılabilir. CAD-CAM mum modeli prosedüründe, üretim adımları azaltılarak döküm sürecindeki hataların engellenmesi amaçlanır.

Mansour (214), CAD-CAM mumundan kazıma ve konvansiyonel mum tekniğinin restorasyonların internal uyumuna etkisini araştırmıştır. Bu çalışmanın sonucunda konvansiyonel teknik ile ($103.89\ \mu\text{m}$), CAD-CAM mum diskten kazıma yöntemine ($104.10\ \mu\text{m}$) kıyasla daha düşük marjinal aralık elde ettiğini ancak iki teknik arasında istatistik bir fark olmadığını ve iki teknikle de güvenilir sonuçlar elde edilebileceğini bildirmiştir. Bu tez çalışmasında, Mansour’un yaptığı çalışmadan farklı olarak CAD-CAM mum diskten kazınarak elde edilen endokronların internal aralığı ($112\ \mu\text{m}$) konvansiyonel teknikle üretilen ($120.75\ \mu\text{m}$) endokronlardan daha düşük bulundu.

Bu farklılıkların sebeplerinin elde edilen restorasyonların cinsinin, kullanılan dijital tarayıcının ve tasarım programının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

CAD-CAM sistemi ile üretilen restorasyonların uyumu, tarayıcı ve freze makinesinin tipinden, siman aralığından, preparasyon tasarımından, frezelemeden sonraki boyutsal değişikliklerden, malzemenin mikroyapısından ve işlenebilirliğinden etkilenebilir (144, 215).

Endokronun marjinal ve internal uyumunu etkileyen başka kriter kavitenin derinliğidir (169). Shin ve ark. (216) kavite derinliğinin marjinal ve internal uyuma etkisini araştırdıkları çalışmada 2 mm ve 4 mm kavite derinliğine sahip endokronlar üretmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda endokronların kavite derinliğinin marjinal ve internal uyumu etkilediğini, derinlik arttıkça marjinal ve internal uyumun azaldığını bildirmişlerdir.

CAD-CAM sistemi ile elde edilen restorasyonlarda siman aralığı ile ilgili kesin bir bilgi bulunmamaktadır. CEREC sisteminde siman kaçış mekaniği bakımından endokron restorasyonları kronlardan ayrılmasını sağlayan farklı bir ayar bulunmadığından dolayı bu bilgiyi de göz önüne alarak, Shin ve ark. yaptıkları çalışmada bildirdikleri $120\ \mu\text{m}$ kalınlığa kadar olan siman aralıklarının kabul edilebilir değerde olduğundan yola çıkarak bu tez çalışmasında siman aralığı $80\ \mu\text{m}$ olarak belirlendi (216).

Protetik restorasyonların uzun dönem prognozunu etkileyen önemli bir kriter restorasyonların performansını optimize etmek için kullanılacak olan restoratif materyalin seçimidir. CAD-CAM ile üretilen endokronlarda, farklı içerikli seramik bloklar kullanılır. Bunların arasında, feldspatik seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler, lösit ile güçlendirilmiş seramikler, zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler ve rezin nanoseramik hibrit bloklar sayılabilir (217).

Literatüre göre endokronların yapımında lityum disilikat i  cerikli seramikler kullanılmaktadır ve bu seramikler kanıtlanmış biyouyumluluğu, estetik ve mekanik özellikleri vardır (158, 161, 218, 219). Literatürde lityum disilikatın iyi marjinal ve internal uyuma sahip olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (220 - 222). Ancak lityum disilikatın uyumunu kötü bulan çalışma da bulunmaktadır (223). Lityum disilikat bazlı seramiklerden yapılan endokronların, iyi adeziv özellikleri ve rezin simanla mikromekanik olarak bağlanmaları nedeniyle en iyi restoratif materyaller arasında kabul edildiği belirtilmektedir (4, 44, 163). Lityum disilikatın bu özellikleri, tez çalışmasında materyal olarak lityum disilikat i  cerikli seramik seçmemize yol açmıştır.

Kassis ve ark. (220)     farklı materyal (hibrit seramik, lityum disilikat ve zirkonyayla güçlendirilmiş lityum disilikat) ile overlay restorasyonlar üretilip marjinal uyumunu karşılaştırmışlardır. Lityum disilikat seramikten üretilen overlay restorasyonların marjinal aralığı 71.89   m, hibrit seramikten üretilen overlay restorasyonların marjinal aralığını 100.02   m ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikattan üretilen overlay restorasyonların marjinal aralığını 114.49   m olarak bulmuşlardır. Bu çalışmanın sonunda marjinal uyumun kullanılan materyalin cinsinden etkilendiğini, lityum disilikattan üretilen restorasyonların uyumunu daha yüksek olduğunu bildirmışlerdir.

Yapılan   alışmalar, lösit veya lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin, feldspatik cam seramiklere ve rezin kompozitlere kıyasla daha yüksek eğilme mukavemeti gösterdiğini ve çiğneme sırasında oklüzal kuvvetlere karşı daha dayanıklı olduğu için endokronların   retiminde en iyi seçenek olduğunu göstermektedir (44, 45, 156, 221).

Hassanzadeh ve ark. (222) lityum disilikat i  cerikli cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik ve hibrit seramiklerden üretilen endokronların marjinal ve internal uyumunu karşılaştırdıkları çalışma sonucunda restorasyonda kullanılan materyalin marjinal ve internal uyumun önemli ölçüde

etkilemediğini ve üç grubunda klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğunu bildirmişlerdir.

Nagi ve ark. (223) PEEK ve lityum disilikat endokronların marjinal ve internal uyumlarını kıyasladıkları çalışma sonucunda PEEK endokronların, lityum disilikat endokronlara kıyasla daha iyi marjinal ve internal uyuma sahip olduğunu ve her iki materyalin de marjinal ve internal aralığının klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalar, seramik materyallerin rezin esaslı materyallere göre daha küçük bir marjinal aralığa sahip olduğunu göstermektedir. El Ghouli ve ark. (224) rezin bazlı ve seramik bazlı CAD-CAM materyallerinden üretilen endokronların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Hibrit nanoseramik (143 μm), fiber kompozit (196.7 μm) materyalden daha yüksek marjinal aralık değeri gösterirken, lityum disilikat seramik (104.8 μm) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik (114.7 μm) benzer marjinal uyum göstermiştir. Fiber kompozit seramik (161.6 μm) en yüksek internal aralık değerini gösterirken, lityum disilikat seramik (105.3 μm) en düşük internal aralık değerini göstermiştir.

Hasanzade ve ark. (222) lityum disilikat cam-seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam-seramik ve hibrit seramikten üretilmiş kronların ve endokronlarının internal ve marjinal uyumlarını değerlendirdiği çalışmalarında 36 kron ve 36 endokron restorasyon elde etmişlerdir ve bukkal, mezial, lingual ve distal yönde farklılıkları ölçmüşlerdir. Bu çalışmanın sonucunda materyal farklılığının marjinal ve internal aralık üzerinde bir etkisinin olmadığını, ancak kronlarda oklüzal yüzeydeki uyumsuzluğu, endokronlarda ise distal duvardaki uyumsuzluğu yüksek, mezial duvardaki uyumsuzluğu ise düşük bulduklarını bildirmişlerdir.

Attar ve ark. (225) CAD-CAM'de üretilen lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat ve polimer infiltre seramik endokronların marjinal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda lityum disilikat seramik 29.1 μm , polimer infiltre seramik 26.6 μm ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik 34.6 μm marjinal aralık değeri göstermiştir. Çalışmanın sonucunda marjinal aralığın, kullanılan seramik materyalinden istatistik olarak anlamlı derecede etkilenmediğini ancak zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramiğin, polimer infiltre seramiğe göre daha yüksek marjinal aralık değerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Bu alışmalar arasındaki bulgu farklılıkları, ölçüm yapılan alan sayısı, restorasyon materyali, üretim teknikleri, hassasiyet ve ölçüm teknikleri gibi farklı değişkenlere bağlanabilir.

Bu çalışmanın sınırlamaları *in vitro* alışma olması, pH değişiklikleri, tükürük ve bakteri varlığı gibi *in vivo* simülasyon koşullarının ağız içi ortamı yansıtmaması, restorasyonlara yaşlandırma yapılamamış olması, restorasyonların tasarımlarında kullanılan yazılım programı sınırlamaları, CAD-CAM sistemindeki olası eksiklikler, tarama ekipmanı ve frezeleme makinesindeki donanım sınırlamalarıdır.



6. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında konvansiyonel ölçü, konvansiyonel elde mum, ısı-basınç tekniği; dijital ölçü, CAD-CAM mum diskten kazınan mum patern, ısı-basınç tekniği; dijital ölçü, 3B yazıcı ile üretilen rezin patern, ısı-basınç tekniği; dijital ölçü, CAD-CAM bloktan kazınarak üretilen endokron restorasyonlarda marjinal ve internal uyum değerlendirildi.

Çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar:

1. Elde edilen tüm örneklerin marjinal ve internal uyumu klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.
2. Endokronlarda dijital ölçü yöntemi ile daha yüksek marjinal uyum elde edildi.
3. Resin paterni 3B yazıcı ile üretilen endokronlarda en yüksek marjinal uyum elde edildi.
4. Mumu CAD-CAM diskten kazınarak elde edilen endokronlarda en yüksek internal uyum elde edildi.
5. Marjinal uyumda, buko-lingual ve mezio-distal yönde yapılan ölçümlerde benzer sonuç elde edildi. Internal uyumda ise konvansiyonel olarak elde edilen endokronlarda buko-lingual ve mezio-distal yönde farklı sonuç elde edildi, diğer gruplarda benzer sonuç elde edildi.

7. KAYNAKLAR

1. Acar Ö, Ünver S. Endokuronlar: Literatür Derlemesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 16:184-8, 2016.
2. Faria AC, Rodrigues RC, de Almeida Antunes RP, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. J Prosthodont Res 55(2):69-74, 2011.
3. Cheung W. A review of the management of endodontically treatedteeth:post,core and the final restoration. JADA 136(5):611-9, 2005.
4. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years--preliminary results. J Adhes Dent 1(3):255-65, 1999.
5. Çelik Güven M, Yıldırım G. Endokron restorasyonlar. Selcuk Dent J 6(2):201-5, 2019.
6. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic-computer aided/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. Int J Prosthodont 18(3):219-24, 2005.
7. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to highnoble alloy and zirconia cores. J Prosthet Dent 106(1):29-37, 2011.
8. Ateş SB, Ok Bostan H. Geleneksel Ve Dijital Ölçü Yöntemleri İle Üretilen Tam Seramik Kuronların Kenar Ve İç Uyumu. Güncel Protetik Diş Tedavisi Çalışmaları II. Bölüm 4. s. 39-48, Akademisyen Kitabevi, Ankara, 2022.
9. Heboyan A. Marginal and internal fit of fixed prosthodontic constructions: A literature review. Int. J Dent Res Rev 2(19):1-8, 2019.
10. Öztürk C, Zortuk M, Can G. CAD-CAM yöntemlerinde kullanılan dijital ölçü. Türkiye Klinikleri 1:7-11, 2018.
11. Yıkılğan İ, Bala O. Derleme Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Konservatif Restorasyonları. AOT 30(1):44-8, 2013.
12. Winter W, Karl M. Dehydration-induced shrinkage of dentin as a potential cause of vertical root fractures. J Mech Behav Biomed Mater 14:1-6, 2012.
13. Azeez GM, Çekiç Nagaş I. Aşırı harabiyet gösteren endodontik tedavili dişlerin protetik restorasyonları. 7tepe Klinik 15(2):231-41, 2019.
14. Mannocci F, Cowie J. Restoration of endodontically treated teeth. BDJ 216(6):341-6, 2014.

15. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int* 39(2):99-106, 2008.
16. Dimitriu B, Varlan C, Suciu I, Varlan V, Bodnar D. Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy. *J Med Life* 2(1):60-5, 2009.
17. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 15(11):512- 6, 1989.
18. Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent* 6(1):2-5, 1981.
19. Demarco FF, Freitas JM, Silva MP, Justino LM. Microleakage in endodontically treated teeth: influence of calcium hydroxide dressing following bleaching. *Int Endod J* 34(7):495-500, 2001.
20. Keçeci D. Devital dişlerin intrakoronal ağartmasında kullanılan iki farklı materyalin klinik etkinliğinin karşılaştırılması. *SDÜ Tıp Fak Derg* 13(3):4-8, 2006.
21. Erdemir U. Estetik Diş Hekimliği Akıl Notları. s. 978, Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara, 2021.
22. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *J Conserv Dent* 13(4):246-8, 2010.
23. Tosun S, Özsevik AS, Aydın U. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Gaziantep Medical Journal* 22(1):33-8, 2016.
24. Altıncı P, Kiremitçi A. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg* 31(3):102-13, 2017.
25. Hickel R, Dasch R, Janda M, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J* 48(1):3-16, 1998.
26. Yüzügüllü B, Tezcan S. Renk değişimine ve mine erozyona uğramış dişlerde laminat veneer restorasyon seçeneklerin endikasyon bakımından karşılaştırılması *CÜ Diş Hek Fak Derg* 8(2):133-7, 2005.
27. Baba NZ, Goodacre CJ, Daher T. Restoration of endodontically treated teeth: the seven keys to success. *Gen Dent* 57(6):596-603, 2009.
28. Christensen GJ. Posts and cores: state of the art. *J Am Dent Assoc* 129(1):96-97, 1998.

29. Shillingburg H, Sather D, Wilson Jr E, Cain J, Mitchel D, Blanco L. Fundamentals of fixed prosthodontics 4th Ed. Chicago. Quintessence 119(130):299-345, 2012.
30. Sevimli G, Cengiz S, Oruç M. Endocrowns: Review. Istanbul Univ Fac Dent 49(2):57-63, 2015.
31. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. JPD 87(3):256-63, 2002.
32. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. Quintessence, ed 3, Hanover Park, Illinois, 2006.
33. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Giesinger JM, Dumfahrt H. Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. Int J Prosthodont 25(4):395-402, 2012.
34. Touati B, Quintas AF. Aesthetic and adhesive cementation for contemporary porcelain crowns. Practical procedures and aesthetic dentistry 13(8):611-20, 2001.
35. Govare N, Contrepolis M. Endocrowns: A systematic review. JPD 123(3):411-8, 2020.
36. Guo J, Wang Z, Li X, Sun C, Gao E, Li H. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. J Adv Prosthodont 8(6):489-93, 2016.
37. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. Pract Periodontics Aesthet Dent 7(5):83-94, 1995.
38. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. Int J Prosthodont 11(4):333-9, 1998.
39. Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. Eur J Esthet Dent 8(2):156-79, 2013.
40. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. J Can Dent Assoc 79:d140, 2013.
41. Jamshidi S, Darabi R, Azarian M, Mahabadi M, Nilli M. Marginal fit of endocrowns fabricated by three-dimensional printing and the conventional method: An in vitro study. Dent Res J 20(53):1-6, 2023.

42. Rocca GT, Saratti CM, Cattani-Lorente M, Feilzer A, Scherrer S, Krejci I. The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD-CAM resin composite overlay restorations. *J Dent* 43(9):1106-15, 2015.
43. Rocca GT, Bonnafous FC, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD-CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 104(4):273-5, 2010.
44. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent* 37(2):130-6, 2012.
45. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodont Restor Dent* 24(5):446-55, 2004.
46. Valentina V, Aleksandar T, Dejan L, Vojkan L. Restoring endodontically treated teeth with all-ceramic endo-crowns case report. *Serbian Dent J* 55(1):54-64, 2008.
47. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent* 13(4):195-203, 2010.
48. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 2nd edition, pp. 97-106, Quintessence Publishing Co. Chicago, 1997.
49. Ender A, Mörmann WH, Mehl A. Efficiency of a mathematical model in generating CAD-CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Clin Oral invest* 15(2):283-9, 2011.
50. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Volume 1, *The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, 1979.
51. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent* 75(1):18-30, 1996.
52. Korkmaz C. Tam seramiklerin dişhekimliğindeki yeri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 24(1):136-40, 2014.
53. Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. pp. 9-10, Quintessence Publishing Co. Illinois, Chicago, 1992.
54. McLean JW. *The Science and art of dental ceramics*. Volume I. pp. 30-57, Quintessence Publishing Co. Tokyo, 1980.
55. Anusavice K.J. *Philips' Science of Dental Materials*. 11. edition, pp. 443-93. Missouri: Elsevier Science, 2003.

56. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent* 31(9):682-4, 2010.
57. Lacy AM. The chemical nature of dental porcelain. *Dent Clin North Am* 21(4):661-7, 1977.
58. Alla RK. *Dental Materials Science*. 1st Edition, pp. 333-54. Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited, New Delhi, India, 2013.
59. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 119(6):251-67, 1965.
60. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd Edition, pp. 210-220 Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 2002.
61. Craig RG, Powers MJ. *Restorative Dental Materials*. 11th edition, St. Louis, Mosby, 2002.
62. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent* 35(1):38-43, 2014.
63. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 3rd edition, pp. 90-119, Quintessence publishing Inc.Co. 2002.
64. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res* 81(6):433-8, 2002.
65. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dent J* 32(8):365-72, 2020.
66. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 28(3):227-35, 2015.
67. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 17(8):779-82, 1996.
68. Nazarlıyeva A. Aşırı Madde Kaybı Olan Kanal Tedavili Dişlerde Endokron Ve Tam Porselen Kron Restorasyonların Etkinliğinin Prospektif Olarak Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2021.
69. Karakoca DS, Yılmaz H. Zirkonyum ve Sabit Protezlerde Kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 1:36-44, 2006.
70. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 19(1):61-7, 2009.

71. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J* 33(1):79-85, 2014.
72. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sci* 6(9):1742-55, 2018.
73. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 98(5):389-404, 2007.
74. İşısağ Ö, Şahin O, Köroğlu A. Diş hekimliğinde tam seramik sistemler. *J Int Dent Sci* 1:19-25, 2016.
75. Eğilmez F, Yıldırım Biçer AZ, Ergün G. Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı. *Cumhuriyet Dental Journal* 13(2):72-80, 2010.
76. Akarca ME, Şahin D, Cana ŞR. Resin matrix ceramics-an overview. *Curr Res Dent Sci* 32(1):114-8, 2022.
77. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD-CAM Chairside System. *Oral Implantol* 7(3):57-70, 2014.
78. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD-CAM. *Dent Mater J* 33(5):705-10, 2014.
79. Huang XQ, Hong NR, Zou LY, Wu SY, Li Y. Estimation of stress distribution and risk of failure for maxillary premolar restored by occlusal veneer with different CAD-CAM materials and preparation designs. *Clin Oral Investig* 24(9):3157-67, 2020.
80. Fasbinder DJ, Neiva GF, Dennison JB, Heys DR. Clinical Performance of CAD-CAM-Generated Composite Inlays After 10 Years. *J Cosmet Dent* 28(4):134-45, 2013.
81. Yenice N, Büyükdere AK. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. *DMJ* 2(1):1-15, 2020.
82. Bayındır F, Uzun İH. Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 33-42, 2007.

83. Kanat Ertürk B, Dündar Çömlekoğlu M, Çömlekoğlu ME, Güngör MA. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 25(1):135-43, 2015.
84. Denry IL, Holloway JA. Effect of post-processing heat treatment on the fracture strength of a heat-pressed dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 68(2):174-9, 2004.
85. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 28(1):3-12, 2012.
86. Galhano GÁ, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 23(6):575-9, 2012.
87. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: A review. *J Prosthodont* 24(4):313-21, 2015.
88. Palin W, Burke T. Trends in indirect dentistry. CAD-CAM technology. *Dent Update*. 32(10):566-72, 2005.
89. Davidowitz G, Kotick P. The use of CAD-CAM in dentistry. *Dental Clinics* 55(3):559-70, 2011.
90. Çelik G, Üşümez A, Sarı T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD-CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J* 16(1):74-82, 2013.
91. Liu PR, Essig ME. A panorama of dental CAD-CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 29(8):482-93, 2008.
92. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ, Structural reliability of alümina-feldspar-leucite mica and zirconia-based ceramics. *J Dent* 28(7):529-35, 2000.
93. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N, The affect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexural strenght of two all ceramic systems. *J Prosthet Dent* 93(5):459- 66, 2005.
94. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD-CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont* 9(6):486-95, 2017.
95. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 24(3):299-307, 2008.
96. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assem Autom* 23:382-90, 2003.
97. Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt AK. Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. *Case Rep Dent* 2015; 2015:162178.

98. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 36(2):105-13, 2005.
99. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD-CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *JPD* 105(4):217-26, 2011.
100. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *ACP* 3(3):149-57, 1994.
101. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dent Mater* 20(5):449-456, 2004.
102. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS. Low-temperature ageing of zirconia toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc* 23: 2975-82, 2003.
103. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 4(2):130-51, 2009.
104. Gür E, Kesim B. Porselen Lamine Veneerler. *CDJ* 1(7):72-9, 2004.
105. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int.* 33(7):503-10, 2002.
106. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD-CAM generated restorations. *Br Dent J* 204(9):505- 11, 2008.
107. Göncü Başaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand* 69(3):144-50, 2011.
108. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress glass ceramics. *J Biomed Mater Res* 53(4):297-303, 2000.
109. Mehl C, Harder S, Byrne A, Kern M. Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence Int.* 44(1):29-36, 2013.

110. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD-CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comp Dent* 16(2):173-81, 2013.
111. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *J Prosthet Dent* 117(3):335-9, 2017.
112. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Türkkal F. Polieter eter keton (PEEK) ve dental kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 29(4):711-8, 2019.
113. Muhsin SA, Allah BAA. Modified CAD-CAM Wax: The Dimension Accuracy of Wax/Metal Copy Patterns. *MDJ* 18(1):75-90, 2023.
114. Byun SS. Dimensional Stability of CAD-CAM Patterns: A Longitudinal Study. Diss. University of Maryland, Baltimore 7-8, 2020.
115. Goiato MC, Santos MR, Pesqueira AA, Moreno A, dos Santos DM, Haddad MF. Prototyping for surgical and prosthetic treatment. *J Craniofac Surg* 22(3):914-7, 2011.
116. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent* 16(1):1-9, 2015.
117. Gebhardt A, Hötter JS. Additive Manufacturing 3D Printing for Prototyping and Manufacturing. Munich: Hanser Publications, 2016.
118. Anderl R, Schmid HJ, Kage M, Karg MCH. Additive Manufacturing. Acatech-National Academy of Science and Engineering, Germany, 2017.
119. Yavuz E, Yılmaz S. Diş hekimliğinde yeni ve hızla ilerleyen üretim teknolojisi: 3 boyutlu yazıcılar. *Akd Tıp D* 7(2):197-205, 2021.
120. Şahin K, Turan BO. Üç boyutlu yazıcı teknolojilerinin karşılaştırmalı analizi. *SSAD* 2(2):97-116, 2018.
121. Özer G. Eklemeli üretim teknolojileri üzerine bir derleme. *NÖHÜ Müh. Bilim. Derg* 9(1):606-21, 2020.
122. Mohamed OA, Masood SH, Bhowmik JL. Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. *Adv Manuf* 3(1):42-53, 2015.
123. Cebeci ÖN, Hancı H. Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu* 3(1):66-86, 2018.
124. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res* 9(3):179-85, 2019.

125. Gebisa AW, Lemu HG, Investigating Effects of Fused-Deposition Modelling (FDM) Processing Parameters on Flexural Properties of ULTEM 9085 Using Designed Experiment. *Materials* 11(4):500, 2018.
126. Wang X, Jiang M, Zhou Z, Gou J, Hui D. 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Compos Part B-Eng* 110: 442-58, 2017.
127. Su X, Wang T, Guo S. Applications of 3D printed bone tissue engineering scaffolds in the stem cell field. *Regen Ther* 16:63-72, 2021.
128. Martin GD, Hoath SD, Hutchings IM. Inkjet printing: the physics of manipulating liquid jets and drops. *J Phys Conf Ser* 105(1):012001, 2008.
129. Derby B. Inkjet printing of functional and structural materials: fluid property requirements, feature stability, and resolution. *Annu Rev Mater Res* 40(1):395-414, 2010.
130. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: a review. *J Prosthodont* 27(1):35-41, 2018.
131. Civjan S, Eugene Huget F, Simon L. Surface characteristics of alginate impressions. *JPD* 28:373-8, 1972.
132. Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* 48(2):445-70, 2004.
133. Burgess JO, Lawson NC, Robles A. Comparing digital and conventional impressions. Assessing the accuracy, efficiency, and value of today's systems. *Inside Dentistry* 9(11):68-74, 2013.
134. Rubel B. Impression materials: A comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin N Am* 51(3):629-42, 2007.
135. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. *Dent Clin North Am* 61(4):779-96, 2017.
136. Kendrick, ZV. The physical properties of agar type hydrocolloid impression material. *JADA* 40(5):575-84, 1950.
137. Carrilho Baltazar Vaz IM, Pimentel Coelho Lino Carracho JF. Marginal fit of zirconia copings fabricated after conventional impression making and digital scanning: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 124(2):223-9, 2020.
138. Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, Reich S. Intraoral scanning systems – a current overview. *Int J Comput Dent* 18(2):101-29, 2015.

139. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 112(3):555-60, 2014.
140. Takeuchi Y, Koizumi H, Furuchi M, Sato Y, Ohkubo C, Matsumura H. Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses. *J Oral Sci* 60(1):1-7, 2018.
141. Keleş MA, Metiner C, Türker ŞB. Sabit protetik restorasyonlarda marjinal adaptasyon. *ERD* 3(1):35-43, 2019.
142. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62(4):405-8, 1989.
143. Almeida E Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, Güth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 18(2):515-23, 2014.
144. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont* 22(5):419-28, 2013.
145. Anusavice KJ. *Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement*. Quintessence publishing Co. Inc., Chicago, 1989.
146. Koulivand S, Ghodsi S, Siadat H, Alikhasi M. A clinical comparison of digital and conventional impression techniques regarding finish line locations and impression time. *J Esthet Restor Dent* 32(2):236-43, 2020.
147. Koyuncu B, Özpınar B, Çağlar AB. Farklı yöntemler ile üretilen tüm seramik restorasyonların marjinal uyumu. *EÜ Dışhek Fak Derg* 42(2):151-8, 2021.
148. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *JPD* 112(6):1432–6, 2014.
149. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J* 196(12):766-70, 2004.
150. Good ML, Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *J Dent* 37(1):65-75, 2009.

151. Falahchai M, Babaee Hemmati Y, Neshandar Asli H, Emadi I. Marginal gap of monolithic zirconia endocrowns fabricated by using digital scanning and conventional impressions. *J Prosthet Dent* 125(2):325-30, 2021.
152. Suarez MJ, Villaumbrosia PG, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of procera allcream crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 16(3):229-32, 2003.
153. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD-CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent* 112(2):249-56, 2014.
154. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: A three-dimensional finite element analysis. *JPD* 103(1):6-12, 2010.
155. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* 39(2):117-29, 2008.
156. Zhu J, Rong Q, Wang X, Gao X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 117(5):646-55, 2017.
157. Soliman M, Alshamrani L, Yahya B, Alajlan G, Aldegheishem A, Eldwakhly E. Monolithic endocrown vs. hybrid intraradicular post/core/crown restorations for endodontically treated teeth; cross-sectional study. *Saudi J Biol Sci* 28(11):6523-31, 2021.
158. Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK. No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent* 63:1-7, 2017.
159. Otto T, Mörmann WH. Clinical performance of chairside CAD-CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *Int J Comput Dent* 18(2):147-61, 2015.
160. Bernhart J, Bräuning A, Altenburger MJ, Wrbas KT. Cerec3D endocrowns--two-year clinical examination of CAD-CAM crowns for restoring endodontically treated molars. *Int J Comput Dent* 13(2):141-54, 2010.

- 161.El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent* 40(2):201-10, 2015.
- 162.Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dent Mater* 29(12):309-17, 2013.
- 163.Gresnigt MM, Özcan M, van den Houten ML, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater* 32(5):607-14, 2016.
- 164.Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 78(1):5-9, 1997.
- 165.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* 10(1):15-22, 2002.
- 166.Pedrollo Lise D, Van Ende A, De Munck J, Umeda Suzuki TY, Cardoso Vieira LC, Van Meerbeek B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD-CAM materials. *J Dent* 59:54-61, 2017.
- 167.Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *The JPD* 84(5):492-8, 2000.
- 168.Zhang Y, Kim JW, Bhowmick S, Thompson VP, Rekow ED. Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 88(2):402-11, 2009.
- 169.Topkara C, Keleş A. Examining the adaptation of modified endocrowns prepared with CAD-CAM in maxillary and mandibular molars: a microcomputed tomography study. *JPD* 127(5):744-9, 2022.
- 170.Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 110(6):447-54, 2013.
- 171.Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 17(5):529-35, 2004.
- 172.Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent* 73(1):49-54, 1995.

173. Rastogi A, Kamble V. Comparative analysis of the clinical techniques used in evaluation of marginal accuracy of cast restoration using stereomicroscopy as gold standard. *J Adv Prosthodont* 3(2):69-75, 2011.
174. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 64(1):18-24, 1990.
175. Tsitrou EA, Northeast SE, Van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD-CAM. *J Dent* 35(1):68-73, 2007.
176. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 8(4):303-10, 1995.
177. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *JPD* 72(6):585-90, 1994.
178. Al Hamad KQ, Al Rashdan BA, Al Omari WM, Baba NZ. Comparison of the fit of lithium disilicate crowns made from conventional, digital, or conventional/digital techniques. *J Prosthodont* 28(2):580-6, 2019.
179. Azarbal A, Azarbal M, Engelmeier RL, Kunkel TC. Marginal fit comparison of CAD-CAM crowns milled from two different materials. *J Prosthodont* 27(5):421-8, 2018.
180. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent* 83(1):40-9, 2000.
181. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 17(2):218-23, 2004.
182. Abduljawad DE, Rayyan MR. Marginal and internal fit of lithium disilicate endocrowns fabricated using conventional, digital, and combination techniques. *J Esthet Restor Dent* 34(4):707-14, 2022.
183. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontol Revy* 21(3):337-46, 1970.
184. Boening KW. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehabil* 19(3):281-7, 1992.
185. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metalceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1(5):197-9, 1985.

- 186.Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 17(1):59-64, 2004.
- 187.Souza RO, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD-CAM system. *J Prosthodont* 21(2):94-100, 2012.
- 188.de Almeida JGDSP, Guedes CG, Abi-Rached FO, Trindade FZ, Fonseca RG. Marginal fit of metal-ceramic copings: effect of luting cements and tooth preparation design. *J Prosthodont* 28(1):265-70, 2019.
- 189.Zheng Z, Wang H, Mo J, Ling Z, Zeng Y, Zhang Y, Wang J, Yan W. Effect of virtual cement space and restorative materials on the adaptation of CAD-CAM endocrowns. *BMC Oral Health* 22(1):580, 2022.
- 190.Breeding LC, Dixon DL. Accuracy of casts generated from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent* 84(4):403-7, 2000.
- 191.Luthardt RG, Walter MH, Weber A, Koch R, Rudolph H. Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial. *Int J Prosthodont* 21(4):322-7, 2008.
- 192.Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all- ceramic crowns fabricated with two different CAD-CAM systems. *Dent Mater J* 27(3):422- 6, 2008.
- 193.Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 16(1):11-21, 2013.
- 194.Benli M, Gökçen-Rohlig B. Bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim sistemlerinin farklı dental restorasyonların kenar ve iç yüzey uyumlarına etkisinin değerlendirilmesi: in-vitro çalışma. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 30(1):1-11, 2020.
- 195.Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V, Beyabanaki E. Marginal adaptation of CAD-CAM all-ceramic crowns made by different impression methods: a literature review. *J Prosthodont* 28(2):536-44, 2019.
- 196.Richert R, Goujat A, Venet L, Viguié G, Viennot S, Robinson P, Farges JC, Fages M, Ducret M. Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *J Healthc Eng* 12:1-9, 2017.

197. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int* 47(4):343-9, 2016.
198. Sedrez-Porto JA, Rosa WL, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 52:8-14, 2016.
199. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater* 28(3):320-6, 2012.
200. Mostafa NZ, Ruse ND, Ford NL, Carvalho RM, Wyatt CCL. Marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated using conventional and digital methodology: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont* 27(2):145-52, 2018.
201. Gold SA, Ferracane JL, da Costa J. Effect of crystallization firing on marginal gap of CAD-CAM fabricated lithium disilicate crowns. *J Prosthodont* 27(1):63-6, 2018.
202. Chang CY, Kuo JS, Lin YS, Chang YH. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *J Dent Sci* 4(3):110-7, 2009.
203. Azar B, Eckert S, Kunkel J, Ingr T, Mounajjed R. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD-CAM Brazilian oral research 32:1-7, 2018.
204. Homsy FR, Özcan M, Khoury M, Majzoub ZAK. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies. *J Prosthet Dent* 119(5):783-90, 2018.
205. Gudugunta L, Mynampati P, Jeevan MB, Kumar SM, Akkaloori A, Tejavath SK. The marginal discrepancy of lithium disilicate onlays: Computer-aided design versus press. *J Conserv Dent* 22(4):336-9, 2019.
206. El Ghoul W, Salameh Z. Marginal and internal adaptation of lithium disilicate endocrowns fabricated by heat-pressable and subtractive techniques. *J Prosthodont* 30(6):509-14, 2021.
207. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 112(3):555-60, 2014.

208. Elsayed SM, Emam ZN, Abu-Nawareg M, Zidan AZ, Elsis HA, Abuelroos EM, Fansa HA, Shokier HMR, Elbanna KA. Marginal gap distance and cyclic fatigue loading for different all-ceramic endocrowns. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* 27(3):879-87, 2023.
209. Anadioti E, Aquilino S, Gratton D, Holloway J, Denry I, Thomas G, Qian F. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD-CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont* 23(8):610-7, 2014.
210. Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/ CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermomechanical fatigue. *J Dent* 42(2):199-209, 2014.
211. Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Fit of pressed crowns fabricated from two CAD-CAM wax pattern process plans: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent* 118(1):49-54, 2017.
212. Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Marginal and internal fit of pressed ceramic crowns made from conventional and computer-aided design and computer-aided manufacturing wax patterns: An in vitro comparison. *J Prosthet Dent* 116(2):242-8, 2016.
213. Eftekhar Ashtiani R, Nasiri Khanlar L, Mahshid M, Moshaverinia A. Comparison of dimensional accuracy of conventionally and digitally manufactured intracoronar restorations. *J Prosthet Dent* 119(2):233-8, 2018.
214. Mansour FK. Comparison of the internal fit of conventional casting versus CAD wax. in-vitro study. *EDJ* 67:583-7, 2021.
215. Miwa A, Kori H, Tsukiyama Y, Kuwatsuru R, Matsushita Y, Koyano K. Fit of e.max crowns fabricated using conventional and CAD-CAM technology: a comparative study. *Int J Prosthodont* 29(6):602-7, 2016.
216. Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 117(1):109-15, 2017.
217. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD-CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 58(4):208-16, 2014.
218. Papalexopoulos D, Samartzi TK, Sarafianou A. A Thorough Analysis of the Endocrown Restoration: A Literature Review. *J Contemp Dent Pract* 22(4):422-6, 2021.

219. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all- ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. JPD 92(6):557- 62, 2004.
220. Kassis C, Mehanna C, Khoury P, Tohme H, Cuevas-Suárez CE, Bourgi R, Lukomska-Szymanska M, Hardan L. Triple scan evaluation of internal and marginal adaptation of overlays using different restorative materials. J Esthet Restor Dent 35(3):493-500, 2023.
221. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. Int J Prosthodont 18(3):219-24, 2005.
222. Hasanzade M, Sahebi M, Zarrati S, Payaminia L, Alikhasi M. Comparative evaluation of the internal and marginal adaptations of CAD-CAM endocrowns and crowns fabricated from three different materials. Int J Prosthodont 34(3):341-7, 2021.
223. Nagi N, Fouda AM, Bourauel C. Comparative evaluation of internal fit and marginal gap of endocrowns using lithium disilicate and polyether ether ketone materials - an in vitro study. BMC Oral Health 23(1):207, 2023.
224. El Ghouli WA, Özcan M, Ounsi H, Tohme H, Salameh Z. Effect of different CAD-CAM materials on the marginal and internal adaptation of endocrown restorations: An in vitro study. J Prosthet Dent 123(1):128-34, 2020.
225. Attar E, Alshali S, Abuhaimed T. A comparative study of the marginal fit of endocrowns fabricated from three different computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD-CAM) ceramic materials: An in vitro study. Cureus 15(6):2-8, 2023.

8. EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı



T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurul Başkanlığı

TOPLANTI TARİHİ : 20/09/2023
TOPLANTI NO : 2023/17

KARARLAR :

- 5- 26/01/2022 tarih ve 2022/02 sayılı toplantıda uygun bulunan Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Dr. Öğr. Üyesi Gaye SAĞLAM'ın sorumluluğunda yürütülen "Konvansiyonel ve Dijital Yöntemler İle Üretilen Endokronlarda Marjinal ve İnternal Uyumun Değerlendirilmesi" konulu doktora tezi çalışma başlığının "Konvansiyonel ve Dijital Teknikler İle Üretilen Endokronlarda Marjinal ve İnternal Uyumun Değerlendirilmesi" olarak değiştirilmesinin uygunluğuna,

Oy birliği ile karar verilmiştir.

A S L / İ G İ B İ D İ R

Prof. Dr. Günnur ÖZBAKİŞ DENGİZ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

9. ÖZGEÇMİŞ

Duygu Ece KESKİN, 2013 tarihinde Figen Sakallıoğlu Anadolu Lisesi'nden mezun oldum. Lisans eğitimimi 2014-2019 yılları arasında Yakın Doğu Üniversitesi'nde aldım. 2019 yılında Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım.

