



T.C.

SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**EKLEMELİ VE EKSİLTMELİ YÖNTEMLERLE ÜRETİLEN
TOTAL PROTEZLERİN GEOMETRİK HASSASİYETİ
AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

Barış Durdu TATLICIOĞLU

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Erdal EROĞLU

ISPARTA-2025

KABUL ve ONAY SAYFASI

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına;

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Uzmanlık Tez Tarihi: 27.03.2025

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Erdal EROĞLU

Üye : Prof. Dr. Erdal EROĞLU
Süleyman Demirel Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi- Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye : Doç. Dr. H. Cenker KÜÇÜKEŞMEN
Süleyman Demirel Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi- Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye : Doç. Dr. Zeynep BAŞAĞAOĞLU DEMİREKİN
Süleyman Demirel Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi- Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

ONAY: Bu uzmanlık tezi, fakülte yönetim kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve fakülte yönetim kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Murat MADEN

Dekan

BEYAN

“Eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen total protezlerin geometrik hassasiyeti açısından değerlendirilmesi” adlı uzmanlık tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi 'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tezi Hazırlayan

Bariş Durdu TATLICIOĞLU

Danışman

Prof. Dr. Erdal EROĞLU

İTHAF

Bu tez çalışmasını, kendi hayatından ve olanaklarından fedakarlıklar ederek bugünlere gelmemi sağlayan ve her zaman arkamda olan anneme ve babama ithaf ediyorum.

Saygılarımla... Isparta, 2025



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, tezimin her aşamasında büyük bir sabırla ve titizlikle bana yol gösteren; mesleki ve mesleki olmayan konularda her zaman deneyimleri ve nasihatleri ile yolumu bulmamı sağlayan; her zaman anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini yanımda hissettiğim; yanında çalışmaktan onur ve gurur duyduğum değerli tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Erdal EROĞLU'na

Uzmanlık eğitimim süresince kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile her zaman yol gösterici ve destek olan Sayın Doç. Dr. H.Cenker KÜÇÜKEŞMEN, Doç. Dr. Işın KÜRKÇÜOĞLU, Doç. Dr. Zeynep BAŞAĞAOĞLU DEMİREKİN ve Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÖZİŞÇİ'ye

Çalışmamızın yapılmasında değerli bilgilerinizi bizimle paylaşan ve büyük emek sarfeden Doç. Dr. Kadir KIRAN'a

İlk adımdan bu yana elimden tutan ve elimi asla bırakmayan; beni benden daha çok düşünüp, karşılaştığım her zorlukta, her kararında yanımda olan; bana güvenip, beni her zaman destekleyen canım aileme,

Berber çalışmaktan her zaman keyif aldığım ve birlikte çok güzel anılar biriktirdiğim değerli çalışma arkadaşlarıma,

Çalışmamızda materyal üretimi konusunda bizlerden yardımlarını esirgemeyen Inspiradent ailesinin değerli teknisyeni Berkay YÜKSEL'e

Bu akademik yolculuğumda hayatıma dahil olan; her konuda fikirlerine güvendiğim ve fikir alışverişi yaptığım; bu sayede kendimi daha çok geliştirmemi sağlayan; her zaman yanımda olan ve desteklerini hep hissettiren yol arkadaşım Dt.Hilal UÇAK'a tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bariş Durdu TATLICIOĞLU

ISPARTA-2025

ÖZET

Eklemeli ve Eksiltmeli Yöntemlerle Üretilen Total Protezlerin Geometrik Hassasiyeti Açısından Değerlendirilmesi

Amaç: Günümüzde dental uygulamalarda sıklıkla kullanılan 3D baskı teknolojileri, üretim süreçlerinde hassasiyet ve doğruluk açısından büyük önem taşımaktadır. Bu çalışmada, kazıma teknolojisi, DLP (Digital Light Processing) ve LCD (Liquid Crystal Display) teknolojileri ile farklı açı ve oryantasyonlarda üretilen protez kaideleri; geometrik hassasiyet, ağırlık, artık miktarı ve üretim süresi açısından değerlendirilmiştir. Üretilen modellerin referans tasarımla uyumu değerlendirilerek, üretim teknolojisinin ve baskı parametrelerinin doğruluk üzerindeki etkileri karşılaştırılmıştır. Bu sayede, farklı üretim yöntemlerinin avantaj ve sınırlamaları ortaya konularak, klinik uygulamalarda daha iyi doku uyumu sağlanması amaçlanmaktadır.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada, protez kaideleri üç farklı yöntemle üretildi: Dijital Işık İşleme (DLP), Sıvı Kristal Ekran (LCD) ve kazıma. Üretimde fotopolimerize reçine ve PMMA disk malzemeleri kullanıldı. Üretim, belirli açı ve yönelimlere göre tasarımlar oluşturularak yapıldı ve her bir numune için uygun oryantasyonlar belirlendi. Üretilen kaide materyalleri, ekstraoral tarayıcı ile tarandı ve tarama verileri, referans tasarımla karşılaştırılarak geometrik hassasiyetleri değerlendirildi. Kazıma yöntemi ile yapılan üretimde, PMMA diskler kullanılarak 5-eksenli makine ile işleme gerçekleştirildi. Malzeme miktarları, üretim öncesi ve sonrası ağırlık ölçümleri ile belirlendi ve üretim sonrası temizlik, parlatma ve post-kürleme işlemleri yapıldı. Tüm süreçlerde, kullanılan malzeme miktarları ve üretim süreleri kaydedildi ve karşılaştırıldı.

Bulgular: Üretilen protez kaidelerinin geometrik hassasiyet, üretim teknolojisine göre istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdiği bulundu. Geometrik hassasiyeti en yüksek üretim tekniği kazıma teknolojisi olarak saptandı. Eklemeli üretim teknikleri kendi arasında kıyaslandığında DLP teknolojisi ile üretilen protez kaidelerinin geometrik hassasiyeti, LCD teknolojisi ile üretilenlerden daha yüksek olduğu bulundu. Üretim teknolojilerine göre kaide ağırlıkları, üretim süreleri ve artık miktarın istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdiği saptandı. Kazıma yöntemi ile üretilen kaideler en düşük kaide ağırlığı ve en yüksek artık miktar gösterirken DLP teknolojisi en kısa üretim süresine sahip olduğu gözlemlendi.

Anahtar Kelimeler: 3D Teknoloji, Protez kaidesi, Eklemeli üretim, Eksiltmeli üretim, Geometrik hassasiyet

ABSTRACT

Evaluation of Total Prostheses Produced by Additive and Subtractive Methods in Terms of Geometric Precision

Aim: 3D printing technologies, which are frequently used in dental applications today, are of great importance in precision and accuracy in production processes. This study evaluated prosthetic bases produced at different angles and orientations with engraving technology, DLP (Digital Light Processing), and LCD (Liquid Crystal Display) technologies in terms of geometric precision, weight, residual amount, and production time. The compatibility of the produced models with the reference design was evaluated, and the effects of production technology and printing parameters on accuracy were compared. In this way, it is aimed to reveal the advantages and limitations of different production methods and to provide better tissue compatibility in clinical applications.

Materials and Methods: In this study, prosthetic bases were fabricated using three different methods: digital light processing (DLP), liquid crystal display (LCD), and engraving. Photopolymerized resin and PMMA disk materials were used in the production. The production was done by creating designs according to specific angles and orientations, and the appropriate orientations were determined for each sample. The fabricated base materials were scanned with an extraoral scanner, and their geometric accuracy was evaluated by comparing the scan data with the reference design. In the engraving method production, 5-axis machine processing was performed using PMMA disks. Material quantities were determined by pre- and post-production weight measurements, and post-production cleaning, polishing, and post-curing processes were performed. The amount of material used and production times were recorded and compared in all processes.

Results: The geometric precision of the manufactured prosthesis bases was found to show a statistically significant difference according to the manufacturing technology. Engraving technology was found to have the highest geometric accuracy. When additive manufacturing techniques were compared, it was found that the geometric accuracy of prosthetic pedestals produced with DLP technology was higher than those produced with LCD technology. There were statistically significant differences in pedestal weights, production times, and residual amount according to the production technologies. Pedestals produced by the engraving method showed the lowest pedestal weight and the highest residual amount, while DLP technology was observed to have the shortest production time.

Keywords: 3D Technology, Denture base, Additive production, Subtractive production, Geometric precision

İÇİNDEKİLER

Sayfa

BEYAN.....	i
İTHAF	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
RESİMLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	x
GRAFİKLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Tam Protezler	3
2.1.1. Tam Protezlerde Doku Yüzeyi Adaptasyonu.....	4
2.2. Protez Kaide Materyallerinin Tarihçesi	4
2.3. İdeal Kaide Materyalinin Özellikleri	5
2.3.1. Fiziksel Özellikler	5
2.3.2. Mekanik özellikler	6
2.3.3. Kimyasal Özellikler	7
2.3.4. Biyolojik Özellikler.....	7
2.3.5. Diğer Özellikler.....	7
2.4. Polimerler.....	7
2.4.1. Polimerlerin Yapısı	7
2.4.2. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Yöntemleri	8
2.4.3. Polimerik Materyallerin ve Rezinlerin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları.....	8
2.4.4. Akrilik Rezinler.....	9
2.5. Kaide Materyallerin Üretim Teknikleri	11
2.5.1. Geleneksel Yöntemle Tam Protez Yapımı.....	11
2.5.2. Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri	12
2.6. CAD/CAM sistemlerinin bileşenleri.....	15
2.6.1. Tarama (Scanning) Dijitalizasyon.....	15
2.6.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)/ Tasarım yazılımı (Software)	16

2.6.3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM).....	16
2.7. Eksiltmeli Üretim Tekniği (Frezeleme Tekniği, Kazıma)	17
2.7.1. Eksiltmeli Üretim Tekniği Avantajları:(52,53).....	17
2.7.2. Eksiltmeli Üretim Tekniği Dezavantajları:(48,54)	17
2.8. Eklemeli Üretim Tekniği	18
2.8.1. Eklemeli Üretim Tekniğinin Avantajları	19
2.8.2. Eklemeli Üretim Tekniğinin Dezavantajları	20
2.8.3. Eklemeli Üretim Yöntemlerinde Üretim Süreci	21
2.9. Eklemeli Üretim Tekniklerinin Sınıflandırılması	24
2.9.1. VAT Polimerizasyonu.....	24
2.9.2. Stereolitografi (SLA)	25
2.9.3. Dijital Işık İşleme (DLP).....	27
2.9.4. Sıvı Kristal Ekran (LCD)	28
2.9.5. Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP)	29
2.9.6. Malzeme Ekstrüzyon.....	30
2.9.7. Toz Yatak Birleştirme	31
2.9.8. Malzeme Püskürtme.....	32
2.9.9. Yapıştırıcı Püskürtme.....	33
2.9.10. Doğrudan Enerji Biriktirme	33
2.9.11. Levhalı Sac Yöntemi.....	34
2.10. Dijital Sistemde Tam Protez Kaide Materyalleri	35
2.10.1. Prepolimerize PMMA Bloklar	35
2.10.2. Protez Kaide Rezinleri	36
2.11. Tam Protez Üretiminde Konvansiyonel ve Dijital Yöntemlerin Karşılaştırılması	37
2.12. Yüzey Çakıştırma Yöntemi.....	38
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	41
3.1. Örneklem Büyüklüğü Seçimi.....	41
3.2. Kullanılan Materyaller ve Cihazlar.....	41
3.2. Referans Tasarımın Üretimi.....	42
3.4. Üretim Protokolü.....	44
3.4.1. 3D Baskı Yöntemleri.....	44
3.4.2. Kazıma Yöntemi	50
3.5. İstatistiksel Analiz.....	55

4. BULGULAR	56
4.1. Üretim Teknolojilerinin RMS Değerleri Bakımından Kendi Aralarında Karşılaştırılması	56
4.2. DLP Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması....	58
4.3. LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması....	60
4.4. DLP ve LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	62
4.5. DLP ve Kazıma Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	64
4.6. LCD ve Kazıma Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	66
4.7. Üretim Teknolojilerinin Kaide Ağırlıkları Bakımından Karşılaştırılması	69
4.8. Kaide Ağırlıklarının Üretim Teknolojilerinin Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açığı ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması	70
4.9. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktar Bakımından Karşılaştırılması	73
4.10. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktarının Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açığı ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması	74
4.11. Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Üretim Süresi Bakımından Karşılaştırılması	76
4.12. DLP ve LCD Teknolojisiyle Üretilen Protez Kaide Materyallerinin, Kullanılan Reçine Miktarı Bakımından Karşılaştırılması	78
4.13. Normallik Testi	80
5. TARTIŞMA	81
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	91
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ	106

RESİMLER DİZİNİ

Sayfa

Resim 2.1. Tam Protezlerde Stabilite(18)	4
Resim 2.2. Polimerlerin Yapısı (23).....	8
Resim 2.3. Eklemeli Üretim Tekniğinin Aşamaları(58).....	19
Resim 2.4. VAT Polimerizasyon Yöntemleri(56).....	25
Resim 2.5. SLA Üretim Teknolojisi(80)	26
Resim 2.6. DLP Teknolojisinin Çalışma Mekanizması (87).....	28
Resim 2.7. CLIP Teknolojisi Çalışma Prensibi(90)	30
Resim 2.8. FDM Teknolojisinin Çalışma Prensibi(95)	31
Resim 2.9. SLS Teknolojisinin Çalışma Prensibi(98).....	32
Resim 2.10. Materyal Püskürtme Teknolojisinin Çalışma Prensibi(MJ)(101).....	33
Resim 2.11. Yönlendirilmiş Doğrudan Enerji Depolama Teknolojisinin Şematik Görünümü(103)	34
Resim 2.12. Levha Laminasyon Teknolojisinin Şematik Görünümü(106).....	35
Resim 3.1. FRASACO B-3 NH.....	43
Resim 3.2. 7 Series Dentalwings, Montreal (CA)	43
Resim 3.3. Referans Tasarım.....	43
Resim 3.4. Yapı oryantasyonu isimlendirmesi (124)	44
Resim 3.5. DentaFab Slicer ve Chitubox'da Konumlandırma	45
Resim 3.6. LCD tipi 3DYazıcı	46
Resim 3.7. DLP tipi 3D yazıcı.....	46
Resim 3.8. LCD Teknolojisiyle Üretilen Kaideler	47
Resim 3.9. DLP Teknolojisiyle Üretilen Kaideler.....	48
Resim 3.10. Kürleme Cihazı.....	49
Resim 3.11. RMS Değeri ve Renk Farkı Haritası	50
Resim 3.12. Tasarımın MillBox ile Hazırlanması.....	51
Resim 3.13. 5 Eksenli CNC Makinesi (M20, CamCube, Montreal, Kanada).....	52
Resim 3.14. M20 Cihazıyla Tasarımın Üretimi	52
Resim 3.15. Kullanılan Frezler	53
Resim 3.16. Kazınan Numuneler.....	53
Resim 3.17. Geomagic ile Çakıştırma	54

TABLolar DİZİNİ

Sayfa

Tablo 2.1. Polimetil Metakrilat Genel Özellikleri(23)	10
Tablo 2.2. Eklemeli Üretim Yöntemleri (56)	24
Tablo 3.1. Kullanılan Cihazlar.....	42
Tablo 3.2. Kullanılan Materyaller	42
Tablo 3.3. Yapı Oryantasyon ve Açılardırma İsimlendirmesi.....	44
Tablo 4.1. Üretim Teknolojilerinin RMS Değerleri Bakımından Karşılaştırılması...57	
Tablo 4.2. DLP Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açrı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması.....	59
Tablo 4.3. LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açrı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması.....	61
Tablo 4.4. DLP ve LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açrı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	63
Tablo 4.5. DLP ve Kazırma Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açrı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	65
Tablo 4.6. LCD ve Kazırma Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açrı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	67
Tablo 4.7. Üretim Teknolojilerinin Kaide Ağırlıkları Bakımından Karşılaştırılması69	
Tablo 4.8. Kaide Ağırlıklarının Üretim Teknolojilerinin Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açrı ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması	72
Tablo 4.9. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktar Bakımından Karşılaştırılması	73
Tablo 4.10. Üretim Teknolojilerinin Artık Malzeme Miktarının Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açrı ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması	76
Tablo 4.11. Protez Kaide Materyallerinin Üretim Süresi Bakımından Karşılaştırılması	77
Tablo 4.12. Protez Kaide Materyallerinin Kullanılan Reçine Miktarı Bakımından Karşılaştırılması	78
Tablo 4.13. RMS Değerlerine İlişkin Basıklık ve Çarpıklık Değerleri	79
Tablo 4.14. Protez Kaide Materyallerinin Üretim Sürecindeki Değerlere İlişkin Basıklık ve Çarpıklık Değerleri.....	80

GRAFİKLER DİZİNİ

Sayfa

Grafik 4.1. Üretim Teknolojilerinin RMS Değerleri Bakımından Karşılaştırılması	57
Grafik 4.2. DLP Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	60
Grafik 4.3. LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	62
Grafik 4.4. DLP ve LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	64
Grafik 4.5. DLP ve Kazıma Yöntemi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	66
Grafik 4.6. LCD ve Kazıma Yöntemi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması	68
Grafik 4.7. Üretilen Protez Kaide Materyallerin RMS Değerlerinin Karşılaştırılması	68
Grafik 4.8. Üretim Teknolojilerinin Kaide Ağırlıkları Bakımından Karşılaştırılmasına	70
Grafik 4.9. Kaide Ağırlıklarının Üretim Teknolojilerinin Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açığı ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması	72
Grafik 4.10. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktar Bakımından Karşılaştırılması	74
Grafik 4.11. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktarının Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açığı ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması	76
Grafik 4.12. Protez Kaide Materyallerinin Üretim Süresi Bakımından Karşılaştırılması	77
Grafik 4.13. Protez Kaide Materyallerinin Kullanılan Reçine Miktarı Bakımından Karşılaştırılması	79

KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
>	büyük
<	küçük
°	Derece Açı
°C	Derece Santigrat
±	Ortalama
3D	3 Boyutlu / Dimensional
ANOVA	Analysis of Variance / Varyans analizi
ASTM	American Society for Testing and Materials /Amerikan Test ve Materyal Kurumu
Bis-GMA	Bisfenol A-glisidil metakrilat
CAD	Computer Aided Design / Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Computer Aided Manufacturing / Bilgisayar Destekli Üretim
CBCT	Cone Beam Computed Tomography/ Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
CLIP	Continuous Liquid Interface Production / Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi
CM	Compression Molding/ Sıkıştırılmalı kalıplama
CNC	Computer Numerical Control/ Bilgisayarlı Sayısal Kontrol
CT	Computed Tomography/ Bilgisayarlı Tomografi
DLP	Dijital Işık İşleme/ Digital Light Processing
g	Gram
IM	Injection Molding/ Enjeksiyon Kalıplama
FDM	Fused Deposition Modeling/ Eriyik Yığılma Modelleme
KBM	Konvansiyonel Basınçlı Mufla
LCD	Liquid Crystal Display/ Sıvı Kristal Ekran
LED	Light Emitting Diode / Işık Yayan Diyot
LOM	Laminated Object Manufacturing/ Lamine Nesne İmalatı
mm	Milimetre
MJ	Material Jetting/ Materyal Püskürtme
mSLA	Mask Stereolithography Apparatus/ Maske Stereolitografi Cihazı
nm	Nanometre
UA	Üretan Akrlat

UDMA	Üretan Dimetakrilat
UV	Ultraviolet / Ultraviyole
p	Anlamlılık Değeri
PAP	Pack and Press/ Paketle ve Presle
PMMA	Polimetilmetakrilat
RMS	Root Mean Square/ Ortalama Kök Kare
RP	Rapid Prototyping/ Hızlı Prototipleme
SLA	Sterolitografi
SLM	Selective Laser Melting/ Seçici Lazer Ergitme
SLS	Selective Laser Sintering/ Seçici Lazer Sinterleme
sn	saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
ss	Standart Sapma
STL	Standard Triangle Language / Standart Üçgen Dili
µm	Mikrometre

1. GİRİŞ

Tam ve kısmi diş eksikliklerinde, kaybedilen estetik ve fonksiyonun geri kazandırılmasında hareketli protezler önemli bir rol oynar. Bu protezlerde, yumuşak dokuların üzerine oturan ve yapay dişleri içermeyen kısımlar "protez kaidesi" olarak adlandırılır.(1) Tam protezler, diş eksikliği bulunan hastalar için etkili ve uzun yıllardır kullanılan bir tedavi yöntemidir. Bu protezler, farklı sistemler ve malzemeler kullanılarak üretilebilir. Her yöntemin temel amacı, doğru doku yüzeyi uyumu sağlayarak iyi retansiyon, stabilite ve minimum üretim sapması ile ideal bir protez elde etmektir. Tam protezlerin başarısında, üretim tekniğinin yanı sıra klinik ve laboratuvar aşamaları da etkili rol oynar. (2)

Son yıllarda diş hekimliğinde yaşanan teknolojik gelişmelerle birlikte bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisinin kullanımı ön plana çıkmıştır.(3) Bu teknoloji sayesinde eksiltmeli veya eklemeli yöntemler kullanılarak üretim yapılabilmektedir. CAD/CAM sistemi ile tam protez üretiminde iki ana teknik bulunmaktadır. Bunlardan ilki, bilgisayarlı sayısal kontrollü eksiltmeli kazıma işlemi, ikincisi ise hızlı prototipleme olarak bilinen 3D baskı tekniğidir. Günümüzde tam protez üretiminde çoğunlukla frezeleme tekniği tercih edilse de, 3D baskı yöntemi geçici tam protez yapımında kullanılabilir ve final protezlerde de geleneksel tam protezlerle karşılaştırılabilir düzeyde hasta memnuniyeti sağladığı görülmüştür.(4,5)

Dijital hareketli tam protez üretimi, hasta seans sayısını ve işlem süresini azaltırken, aynı anda birçok karmaşık geometrik şekli sürekli katmanlama yöntemiyle oluşturabilmektedir. Ayrıca, üretim süreci ve basamaklarının azaltılması sayesinde bu süreçte oluşabilecek hatalar minimize edilerek protezlerin kalitesi artırılabilir.(6,7)

Eklemeli üretim yöntemlerinde, ışığa duyarlı akrilik bazlı sıvı reçineler kullanılarak tam protez kaideleri üretilmektedir. En yaygın kullanılan yöntemler ise sıvı kristal ekran (LCD) ve dijital ışık işleme (DLP) teknikleridir.(8) DLP ve LCD üretim yöntemlerinde, sıvı reçine, 3 boyutlu CAD verilerinden doğrudan katmanlar halinde polimerize edilerek üretilir. Günümüzde dijital tam protez kaideleri elde etmek için üretilen akrilik reçineler, SLA, DLP ve LCD teknolojileriyle kullanılmaktadır.(4)

Yapılan araştırmalarda, 3 boyutlu yazıcılarla üretilen tam protezlerin doğruluğunun klinik olarak kabul edilebilir seviyelerde olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, hem klinisyenlerin hem de hastaların memnuniyetinin yüksek olduğu ifade edilmiştir.(9)

Fotopolimerizasyon esaslı 3 boyutlu yazıcıların diş hekimliği uygulamalarında son yıllarda kullanılmaya başlanması nedeniyle bu alanda literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. DLP ve LCD teknolojilerini kullanarak farklı oryantasyon açılarında kaide üretimi yaparak, hangi teknolojinin hangi açıda daha az distorsiyon gösterdiğini inceleyen bir çalışma ise literatürde henüz yer almamaktadır.

Bu in-vitro çalışmada, farklı üretim yöntemleriyle elde edilen tam protezlerin iç yüzeylerini dijital olarak karşılaştırılmış ve bu üretim protokollerinin protez kaidelerinde neden olduğu sapma miktarı, kaide ağırlığı, artık miktarı ve üretim süresi karşılaştırılmal olarak değerlendirilmiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda, hangi üretim teknolojisinin daha az distorsiyona yol açtığını belirleyerek, izleyen klinik uygulamalar için daha uyumlu ve verimli üretim süreçleri geliştirilmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmanın sıfır hipotezleri; eklemeli ve eksiltmeli üretim teknolojileri (DLP-LCD / 5 Eksenli Kazıma) ile üretilen protez kaidelerinin a) farklı baskı açıları/oryantasyonlarındaki geometrik hassasiyet, b) kaide ağırlığı, c) artık madde ve d) üretim süresi açısından birbirleriyle ve referans tasarımıyla istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermeyeceği, olası farklılıkların tamamen rastlantısal olduğu yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tam Protezler

Protez, genel olarak vücudun kaybolmuş herhangi bir bölümünün yapay bir şekilde tamamlanması olarak tanımlanabilir. Diş hekimliğindeki protez ise, bir veya daha fazla dişin ve ilgili dokuların yapay olarak yerine konulması anlamına gelir. Başka bir deyişle, kaybedilen dişlerin ve çevresindeki yapıların görünüm, çiğneme ve konuşma gibi işlevlerinin geri kazandırılmasını ve sürdürülmesini sağlayan yapay bileşenler protez olarak adlandırılır. Bu alanda çalışan bilim ve sanat dalına ise protetik diş hekimliği denir.(10) Bazı hastalarda hiç doğal diş bulunmamaktadır, yani hasta tamamen dişsizdir. Tüm dişleri ve bunlarla ilişkili yapıları kapsayan, tamamen kemik ve mukoza tarafından desteklenen ve ağız içinde çeşitli yöntemlerle sabitlenen takıp çıkarılabilir yapılar tam protez olarak adlandırılır. Bu protezlerin en önemli özelliği, dişlerle birlikte yumuşak dokuların da eksikliğini gidermesidir. Dişlerin kısmen ya da tamamen kaybı, ileri yaş grubunda sıkça karşılaşılan bir sağlık sorunudur.(11) 20. yüzyılın ortalarına kadar yaşlı insanların büyük bir kısmı dişsizdi. Ancak son yıllarda, birçok gelişmiş ülkede dişsizlik oranı ve diş kaybı sıklığında önemli bir düşüş yaşanmıştır. (12) Dental literatürde, gelişmiş ülkelerde dişsizlik prevalansında bir düşüş olduğu bildirilmesine rağmen, dünya genelinde hâlâ pek çok hastanın protetik rehabilitasyona ihtiyaç duyduğu görülmektedir.(13) Diş eksikliği, bireylerde fonksiyon, fonasyon ve estetik kaybına yol açabilir. Diş eksikliğini rehabilite etmek için, hastaların imkanları ve ihtiyaçları göz önünde bulundurularak sabit protezler, hareketli protezler ve implant üstü sabit veya hareketli protezler uygulanmaktadır.(14) Tam protezler, dişsiz hastalar için en sık tercih edilen tedavi yöntemidir.(15) Tam protezler, kalan dokuların bütünlüğünü korumak, diş kaybı nedeniyle oluşan estetik sorunları gidermek, hastaya çiğneme fonksiyonunu yeniden kazandırmak ve fonasyonun devamını sağlamak amacıyla, tüm dişlerini kaybetmiş hastalara uygulanan hareketli protezlerdir.(16) Tam protez kullanan hastalarda çiğneme sırasında oluşan basınç, kaide plağı aracılığıyla mukozaya ve çene kemiğine iletilmektedir.(17) Protez kaidesi, hareketli protezlerin yapay dişlerini taşıyan ve destek dokular üzerine yerleşen taban kısmıdır. Diğer bir deyişle, protez kaidesi ölçü yüzeyi olarak adlandırılan dokularla temas eden bölümdür.(10)

2.1.1. Tam Protezlerde Doku Yüzeyi Adaptasyonu

Tam protezlerde yeterli retansiyon ve stabilite sağlanabilmesi için protezin kaidesi ile oturduğu doku yüzeyi arasında iyi bir adaptasyonun olması büyük önem taşır.(8) Proteze etki eden retatif (protezi yerinde tutan) kuvvetler, yerinden çıkarıcı kuvvetleri aştığında ve protezler yeterli desteğe sahip olduğunda, alveolar kemiğe göre en az hareket eden stabil bir protez elde edilebilir. Tam protezlerde destek, protezi taşıyan dokuların şekline, kıvamına ve protez kaidesinin doku yüzeyiyle adaptasyonuna göre belirlenmektedir.(18)

Tam protezlerde ideal tükürük tabakası, genellikle orta seviyede bir viskoziteye sahip olmalıdır. Bu, tükürüğün ne çok ince ne de çok kalın olması gerektiği anlamına gelir. İdeal tükürük tabakası, protezin doku yüzeyini düzgün bir şekilde örter ve protezin retansiyonunu sağlar. Ayrıca, protezin doku yüzeyi ile arasındaki yapışmayı artırarak protezin kaymasını engeller. Protez kaidesi ile doku yüzeyi arasındaki adaptasyon, tükürük tabakasının kalınlığını ve sürekliliğini etkiler. İyi olmayan doku yüzeyi adaptasyonu, tükürüğün film kalınlığını ve film içindeki hava kabarcığı miktarını artırarak iç ve dış basınç farkını azaltır. Yetersiz doku adaptasyonu, tükürük tabakasındaki adeziv ve koheziv çekim kuvvetlerinin fiziksel tutuculuk etkinliğini azaltarak hermetik kapamanın etkinliğini de düşürmektedir.(18)



Resim 2.1. Tam Protezlerde Stabilite(18)

2.2. Protez Kaide Materyallerinin Tarihçesi

Geçmişte protez kaidesi yapımında çeşitli materyaller kullanılmıştır. İlk protetik kaideler, el işçiliğiyle elde edilen kemik, fildişi, tahta ve benzeri malzemelerle yapılmıştır.(19) Doğal kauçuğun sülfürle karıştırılmasıyla elde edilen ve “Vulkanit” olarak adlandırılan vulkanize kauçuk, 1839 yılında keşfedilmiştir. 1853 yılında ise ilk kez protez kaide materyali olarak Vulkanit kullanılmıştır. Ancak, kahverengi olması ve hiç saydamlık göstermemesi nedeniyle vulkanit, estetik beklentileri

karşılayamamıştır. 19. yüzyılın sonlarına doğru, protez kaidesi olarak polistiren, epoksi, polivinil akrilik, polikarbonat ve poliamid gibi materyaller rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır.(19) Günümüzde en yaygın protez kaide materyali olarak kullanılan PMMA, ilk kez 1937 yılında “Vernonite” adıyla piyasaya sürülmüştür.(1) 1937 yılında ısı ile polimerize olan PMMA, yapay dişlerde, protez besleme materyali olarak, protezlerin tamirinde ve ölçü kaşıklarının yapımında da kullanılmaya başlanmıştır.(20) Günümüzde, yüksek biyouyumluluk, estetik, laboratuvar işlemlerinin kolaylığı ve maliyetinin düşük olması nedeniyle en yaygın kullanılan protez kaide materyali olarak PMMA rezini tercih edilmektedir.(21)

2.3. İdeal Kaide Materyalinin Özellikleri

Bir protez kaide materyalinde bulunması gereken özellikler, fiziksel, mekanik, kimyasal, biyolojik ve çeşitli diğer başlıklar altında uygun bir şekilde sıralanmıştır.

2.3.1. Fiziksel Özellikler

İdeal bir protez kaide materyali, doğal intraoral yumuşak dokuların görünümünü taklit edebilmelidir. Bu gerekliliğin önemi, hastanın ağzını açtığı anda kaidenin görünür olup olmayacağına bağlı olarak önemli ölçüde değişir. Bir protez kaide materyali olarak kullanılan polimer, kullanım sırasında yumuşamayı ve bozulmayı önlemek için yeterince yüksek bir cam geçiş sıcaklığı (glass transition temperature - Tg) değerine sahip olmalıdır. Ağızdaki normal sıcaklık 32 °C ile 37 °C arasında değişse de, hastaların 70 °C'ye kadar sıcak içecekler tükettikleri ve tavsiyeye edilmemesine rağmen protezlerini çok sıcak suda temizledikleri göz önünde bulundurulmalıdır.

Protezin şeklinde belirli bir süre içinde değişiklik olmaması için, materyalin iyi bir boyutsal stabiliteye sahip olması gerekir. Termal yumuşamaya bağlı olarak ortaya çıkabilecek distorsiyonlar, iç stresler, devam eden polimerizasyon ve su absorpsiyonu gibi diğer mekanizmalar, boyutsal değişikliklere neden olabilir.

Protezlerin mümkün olduğunca "hafif" olması için malzemenin ideal olarak düşük bir özgül ağırlık değerine sahip olması gerekir. Bu durum, üst protez üzerinde etkili olabilecek yer çekimine bağlı yerinden çıkarıcı kuvvetleri azaltır.

Yüksek bir termal iletkenlik değerine sahip protez, kullanan kişinin ağız mukozasının korunmasına ve sıcak ile soğuk uyarılara normal bir reaksiyon vermesine yardımcı olacaktır. Eğer kaide ısıyı iyi iletmiyorsa, hasta normalde "dayanamayacağı kadar sıcak" olarak algılayacağı bir içeceği içtiğinde, bu durum boğaz mukozasını tahriş edebilir.

Protez kaidesi, ideal olarak radyopak olmalıdır ve normal tanısal radyografik teknikler kullanılarak tespit edilebilmelidir. Hastalar zaman zaman protezlerini yutabilir ve araba kazası gibi şiddetli bir durumda hareketli protez parçalarını aspire edebilirler. Protezin veya protez parçasının erken radyolojik tespiti, en uygun tedavi yöntemine karar vermede büyük bir yardımcı olur.(1)

2.3.2. Mekanik özellikler

Tartışmalı olmakla birlikte, çoğu klinisyen protez kaide materyalinin sert olması gerektiğini düşünmektedir. Bu nedenle, yüksek elastik modül değeri avantaj olarak kabul edilmektedir. Isırma ve çiğneme sırasında oluşan gerilim tipi kuvvetlerin kalıcı deformasyona neden olmaması için yüksek bir elastik limit değeri gereklidir. Yüksek elastik modül ve yüksek elastik limit değerinin kombinasyonu, kaidenin nispeten ince kesitte üretilebilmesini sağlar.

Üst protez kırıkları genellikle protezin orta hattında, bükülme (fleksiyon) nedeniyle meydana gelir. Bu nedenle, protez kaidesinin kırıkların oluşumunu önlemek için yeterli bükülme direnci (flexural strength) değerine sahip olması gerekmektedir. Ayrıca, protez kaide materyallerinin aşındırıcı protez temizleyicilerinden veya fonksiyon sırasında aşınmayı minimuma indirmek için yeterli aşınma direncine sahip olmaları önemlidir.(1)

2.3.3. Kimyasal Özellikler

Bir protez kaide materyali kimyasal olarak inert olmalıdır. Ağız sıvılarında çözünmemeli ve su veya tükürüğü emmemelidir; çünkü bu durum materyalin mekanik özelliklerini değiştirebilir ve protezin hijyenik olmamasına neden olabilir.(1)

2.3.4. Biyolojik Özellikler

İyi polimerize edilmediği durumlarda, protez kaide materyali, kullanan teknisyene zarar vermemelidir. Ayrıca, protez kaide materyali toksik olmamalı ve hasta için tahriş edici bir etki yaratmamalıdır. Kaide materyalinin ideal olarak ağız sıvılarına karşı düşük bir emilimi olmalıdır. Kaide materyali bakteri veya mantar üremesi için uygun bir ortam oluşturmamalıdır.(1)

2.3.5. Diğer Özellikler

İdeal bir protez kaide materyali, nispeten ucuz olmalı ve uzun bir raf ömrüne sahip olmalıdır, böylece bozulmadan depolanabilmelidir. Ayrıca, materyal pahalı işleme ekipmanlarına gerek kalmadan kolayca manipüle edilebilir ve üretilebilir olmalıdır. Kırılmalar meydana geldiğinde, tamiri de basit bir şekilde yapılabilmelidir.(1)

2.4. Polimerler

2.4.1. Polimerlerin Yapısı

Polimerler, çok sayıda düşük moleküler ağırlıklı monomerin kimyasal bir reaksiyonla yüksek molekül ağırlıklı uzun zincirli makromoleküllere dönüşmesiyle oluşur. Eğer bu polimeri oluşturan monomerler tek türde ise buna homopolimer, farklı türlerde ise heteropolimer denir. İki farklı tipte monomer bir polimeri oluşturduğunda buna “kopolimer”, üç farklı tipte monomer bir polimeri oluşturduğunda ise “terpolimer” adı verilir. Diş hekimliğinde kullanılan polimerler genellikle homopolimer yapısındadır. Monomer rezinler, diş hekimliğinde sıkça tercih edilir; çünkü şekillendirilip kalıplanabilirler ve daha sonra polimerize olduklarında katı bir hale dönüşebilirler. Polimerlerin yapısı hem seramiklerden hem de metallere temel

olarak farklıdır. Bu farkı anlamak için elastik modül ve polimerlerin mukavemetini moleküler düzeyde dikkate almak gerekmektedir.(22,23) Polimerler, her bir ünite arasında kovalent bağlar, polimer zincirleri arasında ise Van der Waals bağları sayesinde bir bütünlük oluştururlar. Akrilik protez kaide materyalleri polimer yapıda olup, farklı şekillerde polimerize olabilirler.(24) Polimer zincirleri “doğrusal (lineer)” ve “dallanmış” yapıda olabilir. Dallanmış yapıdaki polimerler, ana zincire yan dal olarak bağlanan diğer zincirlerden oluşur. Bu yan dallar, başka bir ana zincire bağlanarak “çapraz-bağlı” polimerleri oluştururlar.(22)



Resim 2.2. Polimerlerin Yapısı (23)

2.4.2. Polimerizasyon ve Polimerizasyon Yöntemleri

Monomerlerden polimerlerin oluştuğu kimyasal reaksiyona polimerizasyon denir. Polimerizasyon, düşük moleküler ağırlıklı monomerlerin yüksek moleküler ağırlıklı polimer zincirlerine dönüştüğü bir kimyasal reaksiyondur. Monomerin komşu bir monomere bağlanabilmesi için açılan ortak bir çift bağ gereklidir. Polimerizasyonun iki ana yolu vardır: ilave polimerizasyon ve kondenzasyon polimerizasyonu (23,24).

2.4.3. Polimerik Materyallerin ve Rezinlerin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Diş hekimliği uygulamalarında polimerik malzemeler yaygın olarak kullanılmaktadır. Neredeyse hiçbir klinik işlem, bir veya daha fazla polimer kullanılmadan gerçekleştirilemez.

- **Protetik Diş Tedavisi:** Protez kaideleri ve dişler, yumuşak astarlar, kişisel ölçü kaşıkları, ölçü maddeleri, kor yapım materyalleri, geçici restorasyonlar, yapıştırma/simantasyon malzemeleri ve maksillofasiyal protezler,

- **Restoratif Diş Tedavisi:** Dentin adezyon ajanları, kavite dolgu malzemeleri, rezin ve cam iyonomer simanlar, pit ve fissür örtücüler, splintleme materyalleri ve veneerler,

- **Ortodonti:** Braketler, braket yapıştırıcı rezinler, simanlar ve separatörler,

- **Endodonti:** Güta perka çubuklar, kök kanal dolgu materyalleri ve rubber dam örtüleri,

- **Ekipman:** Karıştırma bolleri, spatula, ağız koruyucuları (spor ekipmanı) ve koruyucu gözlük.

Polimerik reçinelerin, diş dokusundaki kayıpları onarmak ve eksik dişlerin yerine konulmasında kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Bu reçineler, diğer reçinelerle, doğrudan diş dokusuna ya da amalgam gibi farklı restoratif malzemelere yapıştırılabilir. Tam dişsizlik durumunda ise, çiğneme fonksiyonunu yeniden kazandırmak amacıyla protez dişlerini taşıyan ve bir arada tutan bir protez kaide malzemesi olarak kullanılabilir. Bu restoratif ve protetik uygulamaların büyük çoğunluğu metakrilat reçinelere dayanmaktadır.(23)

2.4.4. Akrilik Rezinler

1940 yılından itibaren, protez kaidelerinin büyük bir kısmı polimetil metakrilat (PMMA) reçinelerden üretilmiştir. Saf polimetil metakrilat, şeffaf bir katı malzemedir. Dental uygulamalarda kullanımı kolaylaştırmak amacıyla, polimer neredeyse her renk, gölge ve yarı saydamlık seviyesine uygun şekilde renklendirilebilir. Yüksek mekanik dayanıklılığı, yüksek elastik modülü, suda düşük çözünürlüğü, boyutsal stabilitesi, kolay işlenebilmesi ve ağız içi koşullarda rengini koruması, akrilik reçineleri protez kaide yapımı için uygun bir materyal haline getirmektedir. Akrilik reçineler genellikle toz-sıvı ya da jel formda bulunur.(25)

Tablo 2.1. Polimetil Metakrilat Genel Özellikleri(23)

Polimetil Metakrilatın Genel Özellikleri	
Özellik	Açıklama
Şeffaflık	250 nm dalga boyuna kadar görünür ve UV ışıktaki su kadar berrak bir şeffaflığa sahip bir reçinedir.
Sertlik	18-20 Knoop sertlik numarasına (KHN) sahip, oldukça sert bir reçinedir.
Mekanik Özellikler	Yaklaşık 60 MPa gerilme dayanımı, 1.19 g/cm ³ yoğunluk ve yaklaşık 2.4 GPa elastik modüle sahiptir.
Stabilite	Çok kararlı bir materyal olup, ultraviyole ışık altında renk değişimi yapmaz ve üstün yaşlanma özellikleri sergiler.
Termal Özellikler	125 °C'nin altında kimyasal olarak kararlıdır, 125 °C'de yumuşar ve termoplastik bir malzeme olarak şekillendirilir. 125 °C'nin üstünde depolimerizasyon başlar, 450 °C'de %90'ı depolimerize olur.
Protez Üretimi	PMMA'dan protez üretimi kolaydır, dayanıklı, aşınmaya dirençli, pigmentlenebilir, sterilize edilebilir, temizlemesi kolay, biyouyumlu ve oldukça sağlam bir malzemedir.
Su Emme	Diğer akrilik reçineler gibi, PMMA da su emme eğilimi (imbibisyon) gösterir.
Yapısal Özellikler	Kristal olmayan yapısı yüksek iç enerjiye sahiptir; bu, reçinede moleküler difüzyona yol açabilir.
Çözünürlük	Lineer bir polimer olan PMMA, kloroform ve aseton gibi organik çözücülerde çözünür.

Polimetil metakrilat (PMMA), 250 nm dalga boyuna kadar görünür ve UV ışıktaki berrak bir şeffaflığa sahip olan bir reçinedir. 18-20 Knoop sertlik numarasına (KHN) sahip olup oldukça serttir. Mekanik özellikleri açısından yaklaşık 60 MPa gerilme dayanımı, 1.19 g/cm³ yoğunluk ve yaklaşık 2.4 GPa elastik modüle sahiptir. Stabilitesi yüksek olan PMMA, optik kararlılığı ile ultraviyole ışık altında renk değişimi yapmaz ve üstün yaşlanma özellikleri gösterir. Termal olarak, 125 °C'nin altında kimyasal olarak kararlıdır ve 125 °C'de yumuşayarak termoplastik bir malzeme haline gelir. 125 °C'nin üstünde depolimerizasyon başlar ve 450 °C'de yaklaşık %90'ı depolimerize olur. Protez üretimi için ideal olan PMMA, dayanıklı, aşınmaya dirençli, pigmentlendirilebilir, termal şekillendirilebilir ve biyouyumlu olmasıyla dikkat çeker. Su emme özellikleri açısından diğer akrilik reçineler gibi su emme eğilimindedir. Yapısal olarak kristal olmayan yapısı, yüksek iç enerjiye sahip olup, her bölgede moleküler difüzyona yol açabilir. Çözünürlük açısından ise lineer bir polimer olan PMMA, kloroform ve aseton gibi organik çözücülerde çözünür.

Akrilik polimerler; protez kaideleri, yapay dişler, protez onarım malzemesi, ölçü kaşıkları, geçici restorasyonlar ve maksillofasiyal defektlerin tedavisinde kullanılan obturatörler gibi pek çok alanda kullanılmaktadır. Günümüzde üretilen protezlerin çoğu, ısıyla sertleşen polimetil metakrilat ve kauçuk takviyeli polimetil

metakrilattan yapılmaktadır. Fonksiyonel stresler, ağız ortamı ve beklenen kullanım ömrü dikkate alındığında, akrilik rezinler protez kaide materyalleri olarak oldukça başarılı bir performans sergiler.(26)

2.5. Kaide Materyallerin Üretim Teknikleri

Uzun yıllardır hareketli protezler, geleneksel yöntemlerle üretilmiştir. Ancak son yıllarda dijital teknolojilerin gelişmesiyle birlikte, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojileri kullanılarak tam protezlerin tasarımı ve üretimi, popüler bir seçenek haline gelmiştir. Bu dijital yöntemler, daha hassas, hızlı ve kişiye özel protez üretimi sağlamaktadır.(27) Bilgisayar destekli üretim yöntemleri, iki ana kategoriye ayrılır: eksiltmeli üretim ve eklemeli üretim.(27,28)

2.5.1. Geleneksel Yöntemle Tam Protez Yapımı

Geleneksel teknikle tam protez yapımının en büyük avantajı, hekimin bilimsel bilgi ve sanatsal becerilerini harmanlayarak tasarımı proteze yansıtabilmesidir. Diş diziliminde ve üretimden önce tüm adımların doğrulanmasına olanak tanınması, geleneksel yöntemin tam protez üretimindeki önemli bir avantajıdır.(29,30)

Geleneksel yöntemle tam protez yapımının bazı dezavantajları bulunmaktadır. Protez teslim edilene kadar hasta başına yapılan seans sayısının fazla olması ve protez teslim edildikten sonra ilave randevulara ihtiyaç duyulması, tedavi maliyetlerini artıran faktörlerdir. Ayrıca, laboratuvar giderleri, tedavi süresinin uzunluğu ve muflalama için gereken ekipmanlar da bu yöntemin olumsuz yönleri arasındadır. Monomerin hem hekime hem de hastaya olası toksik veya alerjik etkileri de bir diğer dezavantajdır. Geleneksel protez üretimi ile ilişkili olarak, artık monomerlerden kaynaklanan alerjik reaksiyonlar, polimerizasyon büzülmesi nedeniyle özellikle damak kubbesinde gözlenen adaptasyon sorunları, tutuculuğun azalması, okluzyon değişiklikleri ve diş protez birleşim yerindeki renk değişimleri, bu metodun diğer dezavantajlarıdır.(17,24)

Akrilik reçinenin polimerizasyon büzülmesi nedeniyle %7 oranında hacimsel ve %2 oranında çizgisel boyutsal değişimler göstermesi, protez yapımında bir

dezavantaj olarak kabul edilmektedir. Bu büzülme, proteze yapılması gereken remounting gibi modifikasyonları gerektirebilir ve bu da tedavi sürecini uzatıp, ek maliyetlere yol açabilir.(17)

2.5.2. Bilgisayar Destekli retim Yöntemleri

2013 yılında Bidra ve arkadaşlarının yayınladığı derlemeye göre, CAD/CAM tekniği kullanılarak üretilen tam protezler, İngilizce literatürde çeşitli terimlerle anılmaktadır. Bu terimler arasında; "CAD/CAM complete dentures", "dijital complete dentures", "computer dentures", "designed dentures", "machined dentures", "manufactured dentures", "milled dentures" ve "rapid prototyping dentures" yer almaktadır.(29)

CAD/CAM teknolojisinin tam protez yapımında kullanımı, ilk kez 1994 yılında Maeda ve arkadaşları tarafından yayımlanan bir çalışmada bildirilmiştir.(31) Bu çalışmada, ışıkla polimerize akrilik reçine kullanılarak bilgisayar destekli eklemeli retim (CAD/CAM) tekniğiyle hızlı prototipleme (RP) teknolojisiyle protez üretimi yapılmıştır. Çift l tekniğiyle dikey ve yatay ilişkiler belirlendikten sonra, şablonlar 3 boyutlu (3D) lazer tarayıcı ile taramış ve 3D lazer lithografi tekniğiyle ışıkla polimerize akrilik reçinelerden kaideler üretilmiştir. Bu kaideler, kompozit reçineden hazırlanan dişlerle birleştirilmiştir.

Kawahata ve arkadaşlarının yayınladığı çalışmada, CAD/CAM tekniği kullanılarak duplikat protez elde edilmiştir. Bu protez, dijital olarak taranarak kopyalanan protez modelaj mumu ile oluşturulmuş ve daha sonra Computer Numerical Control (CNC) milleden cihazı kullanılarak üretilmiştir.

Bush ve Kordass, dişsiz modelleri lazer tarayıcıları ve farklı tip tarayıcılarla taramış ve dijital diş yerleşimi için anatomik ölçüm ve ortalama değerleri kullanarak bilgisayar yazılımını incelemişlerdir.(32)

Sun ve ark., dişsiz modellerin ve okluzal şablonların 3D lazer ile taranmasının ardından, hızlı prototipleme tekniği ile basılan akrilik dişlerin mufladaki yerlerine

yerleştirilmesini ve sonrasında protezin geleneksel yöntemle bitirilmesini tanımlamışlardır.(33)

Kanazawa ve ark., ekstraoral konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) kullanarak hastanın mevcut protezini taramış, çene ilişkilerini ve mukoza yüzeylerini kaydederek, 3D CAD yazılımı ile sanal protezler oluşturmuşlardır. Ardından, CNC tezgahında kazınan akrilik reçine bloklarından hazırlanan kaide plakalarına yapay dişler, manuel olarak bonding ajanı ile yapıştırılmıştır.(34)

2012 yılından itibaren CAD/CAM teknolojisindeki ilerlemeler hızlanmış ve klinik çalışmalar da bilimsel literatürde yer almaya başlamıştır. Goodacre ve ark., yayınladıkları olgu raporunda, ilk kez prepolimerize akrilik reçine bloktan üretilen tam protezi hasta ağzına uygulamışlardır. Nötral zone tekniğini kullanan araştırmacılar, silikon ölçü materyalini ve interokluzal kayıtları tarayarak CNC tezgahında akrilik reçine bloğundan protez kaidelerini kazımış ve yapay dişleri protez kaidesine yapıştırmışlardır.(35)

Bilgisayar destekli teknolojilerin kullanılmasıyla protez üretiminde eklemeli üretim (RP) veya eksiltmeli üretim (CNC) yöntemleri tercih edilebilir. Eksiltmeli üretimde, dijital dosyalardaki görüntüler kesme veya frezeleme ile materyalden madde kazınarak istenen geometrik form elde edilir. Eklemeli üretim veya 3D üretim ise dijital dosyalardaki görüntüler ve seçilen materyalin ardışık katmanları ile üretim yapılmasını sağlar. Günümüzde ise tam protezlerin üretiminde kullanılan CAD/CAM sistemleri genellikle eksiltmeli yöntemle çalışmaktadır.(36–38)

CAD/CAM tekniği kullanılarak tam protez üretimi, tedavi sürecindeki birçok avantajı (modifiye edilmiş ve kısaltılmış klinik protokoller, dijital veri arşivi, protez kaidelerinin otomatik üretimi) beraberinde getirmiştir. Ayrıca, bu sistemler sayesinde kullanılan prepolimerize PMMA bloklar, fiziksel ve mekanik özellikler açısından önemli değişikliklere yol açarak tam protezlerin kalitesini artırmaktadır. Bu bloklar, yüksek sıcaklık ve basınç altında enjeksiyonla polimerize edilir ve bu süreçte polimerizasyon büzülmesinin gözlenmediği belirtilmektedir. Geleneksel PMMA'nın polimerizasyon büzülmesi hem hacimsel hem de lineer olarak gerçekleşirken,

prepolimerize edilmiş PMMA bloklarından kazıma yöntemiyle üretilen hareketli protezlerde polimerizasyon büzülmesi neredeyse yok denecek kadar azdır.(36,39)

Kazıma işlemine bağlı olarak ortaya çıkan hacimsel boyutsal değişikliklerin klinik olarak ihmal edilebilir düzeyde olduğu bildirilmiştir. Bu üretim yöntemiyle protez kaidelerindeki doku uyumu sorunu azalır ve protezin oturduğu alan ile arasındaki uyum artar. Ayrıca, polimerizasyon büzülmesinden etkilenmeyen okluzyon, daha dengeli hale gelir ve bu da protezin daha fazla çiğneme etkinliği göstermesini sağlar.(40,41)

CAD/CAM tekniğinde kullanılan akrilik reçine bloklarının, daha az artık monomer içerdiği ve dolayısıyla daha düşük mikroporoziteye sahip olduğu düşünülmektedir. Bu, protezlerin biyolojik uyumunu iyileştirebilir ve klinik performanslarını artırabilir.(39,40)

Diş hekimleri ve hastalar için en önemli avantajlardan biri, hasta başındaki seans sayısının azaltılmasıdır. Ancak, farklı üreticilere bağlı olarak sistem ve uygulama prensipleri değişiklik gösterebilmektedir. CAD/CAM tekniğiyle üretilen implant üstü ve geleneksel hareketli protezlerde, hasta başındaki uygulama seanslarının azalması özellikle yaşlı hastalar için büyük önem taşır ve hem hasta hem de hekim için maliyeti düşürür. Ayrıca, dijital verilerin depolanması sayesinde, herhangi bir komplikasyon durumunda protezlerin tekrar üretilmesi çok daha kolay hale gelir.(40,42)

Klinik araştırmalarda görülen bir diğer avantaj ise, tam protez ve implant destekli protezler için hazırlanan protezlerin standardizasyonunun ve kalite kontrolünün daha kolay sağlanabilmesidir. Bu sayede, her aşama dijital ortamda kontrol edilebilir ve hatalar minimize edilerek yüksek kaliteye sahip protezler üretilir.(29)

Mevcut ticari CAD/CAM sistemleri, üretim sürecinde klinik ve laboratuvar aşamalarında hem manuel hem de dijital prosedürlerin birleşimini kullanmaktadır.(40) Kesilmiş dişler ve implant dayanakları için dijital ölçüm işlemleri yapılabilir de, tam dişsiz ağızlarda kaslar ve çenelerin dinamik hareketleri nedeniyle intraoral

dokularından dijital ölçü alınması zor olmaktadır. Bu sebeple, hala geleneksel ölçü tekniklerinin kullanımı gerekmektedir.(29)

Dijital Üretim Yöntemlerinin Avantajları

- Üretimin kısa sürede tamamlanması (43)
- Geleneksel ölçü tekniklerini ortadan kaldırarak çapraz enfeksiyonu önlemek ve hasta konforunu artırmak (43)
- Ölçü ve teknik işlemleri dijital olarak gerçekleştirerek maliyetleri azaltmak (44)
- Bütün verilerin dijital ortamda saklanması(44)
- Renk seçimi ve restorasyon tasarımının dijital ortamda yapılabilmesi, daha estetik sonuçlar elde edilmesine olanak tanır.(45)
- Üretim sürecinde meydana gelebilecek teknik hataları en aza indirmek (43)

Dijital Üretim Yöntemlerinin Dezavantajları

- Diş hekimliğinde kullanılan dijital üretim cihazlarının maliyeti nispeten yüksektir.(46)
- Ağız tarayıcısı ile alınan ölçülerin doğruluğu, kan, tükürük ve hastanın hareketi gibi faktörlerden etkilenebilir.(47)
- Dijital sistemlerin etkin kullanımı için hem hekimin hem de teknisyenin özel eğitim alması şarttır.(46,48)

2.6. CAD/CAM sistemlerinin bileşenleri

CAD/CAM sistemleri, üç ana aşama altında ele alınmaktadır:

2.6.1. Tarama (Scanning) Dijitalizasyon

Bir tarayıcı kullanarak geometrik verileri bilgisayar ortamında dijital verilere dönüştürme işlemidir. Tarayıcılar, veri toplama işlemi ya doğrudan (intraoral) hasta ağzını tarayarak ya da dolaylı (ekstraoral) olarak geleneksel ölçü ile elde edilen alçı

modelin taranmasıyla gerçekleştirir.(48) Tarayıcılar, lazer ya da LED ışınları kullanarak veri toplama işlemi yapabilir.(49) Tarayıcılar iki kategoriye ayrılır:

- **Optik tarayıcılar:**

Bu tür tarayıcıların temeli, üç boyutlu yapıların "üçgenleme prosedürü" adı verilen bir yöntemle toplanmasına dayanır. Tarayıcı, bir ışık kaynağı ve birbirine belirli bir açıda tutulan reseptör ünitesinden oluşur. Bilgisayar, bu açıları kullanarak görüntüden alınan üç boyutlu veri setini hesaplar.(44)

- **Mekanik tarayıcılar:**

Bu tarayıcı modelinde, ana alçı modeli yakut bir top aracılığıyla mekanik olarak satır satır okunur ve üç boyutlu yapı ölçülür. Ayrıca, frezeleme sistemi yakut topun çapına göre ayarlanır ve bu sayede sistem tarafından toplanan tüm veriler freze edilebilir. Mekanik tarayıcılar, yüksek tarama doğruluğu ile öne çıksa da optik tarayıcılara kıyasla daha karmaşık bir mekaniğe sahiptir ve işlemler daha uzun süre alır.(49)

2.6.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)/ Tasarım yazılımı (Software)

Tarayıcı ile elde edilen görüntüleri üç boyutlu dijital modele dönüştürerek istenilen restorasyonun tasarlanmasını sağlayan yazılımdır. Çeşitli restorasyon türlerinin tasarlanabilmesi için üreticiler tarafından özel yazılımlar geliştirilmiştir.(49) Çoğu sistemde, CAD verileri (standart mozaik dili) STL formatında işlenir ve iletilir. Günümüzde ise PLY, DCM ve UDX gibi diğer formatlar da yaygın olarak kullanılmaktadır.(50)

2.6.3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)

Dijital üretim sürecinin son aşaması, bilgisayarda tasarlanan restorasyonun fiziksel bir parçaya dönüştürülmesidir. Bu işlem, doğrudan veya STL, IGES, STEP gibi nötr formattaki çeviri dosyaları aracılığıyla bir CAM sistemine aktarılır. Restorasyon üretimi, eksiltme (subtractive) veya eklemeli (additive) yöntemlerle yapılmaktadır. Eksiltme üretim tekniği, 3, 4 ve 5 eksenli aşındırıcı frezler kullanarak prefabrike bloklar veya diskleri aşındırarak istenilen restorasyonu oluşturur. Eklemeli

üretim ise, hızlı protipleme ve üç boyutlu baskı tekniği olarak da bilinir ve materyali katman katman ekleyerek nesneyi oluşturur.(49,51)

2.7. Eksiltmeli Üretim Tekniği (Frezeleme Tekniği, Kazıma)

Eksiltmeli üretim, bilgisayar sayısal kontrollü (CNC) makineler kullanarak prefabrike bloklardan restorasyon elde edilmesidir. Bu süreç, makineyi belirli bir yöne yönlendiren bir dizi komutla, dizilim, frezeleme ve takım hareketlerini içerir. Frezeleme makinesi, farklı boyutlarda frezlere sahip olup, CAM yazılımı frezlerin istenen yüzeydeki hareketlerini kontrol eder.(48,52) Diş hekimliğinde kullanılan frezeleme makineleri, diş protezlerinin üç boyutlu olarak frezelenmesini kolaylaştırmak için çok eksenli olarak tasarlanmıştır. Frezeleme üniteleri iki ana sınıfa ayrılır: (A) kuru veya ıslak frezeleme ve (B) eksen sayısına göre 3, 4 veya 5 eksenli makineler. Bu makineler, eksenler (X, Y, Z) boyunca doğrusal olarak yukarı ve aşağı hareket eder. Frezeleme doğruluğu ve süresi, eksen ve mil sayısı, frez boyutu, aşındırıcılık, frezeleme hızı ve kullanılan materyal türü gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişir.(49)

2.7.1. Eksiltmeli Üretim Tekniği Avantajları:(52,53)

- Zaman verimliliği sağlanması
- Laboratuvar maliyetlerinde düşüş
- Üretim sürecinin hızlı ve pratik olması
- Daha hassas restorasyonlar elde edilmesi
- Üretim için geniş bir materyal yelpazesi
- Yüksek doğruluk, bükülme dayanımı ve elastik modül
- CAD/CAM protezlerin üstün mekanik ve fiziksel özellikleri

2.7.2. Eksiltmeli Üretim Tekniği Dezavantajları:(48,54)

- Sistemin başlangıç maliyeti yüksek olup, yazılım güncellemeleri için ek maliyetler gerektirir.

- Monokromatik bloklarla hastanın estetik beklentileri tam olarak karşılanamayabilir. Bu sorun, çok renkli bloklarla çözülmüştür.
- Frezler kullanıldıkça aşınır ve belirli aralıklarla yenilenmesi gerekir.
- Üretimde kullanılan disklerden ve bloklardan kalan materyal kullanılmadığı için materyal israfı meydana gelir.
- Karmaşık geometrik yapıları üretmek daha zor olabilir.
- Freze boyutu ve işleme eksenindeki sınırlamalar nedeniyle bazı alanlara erişim zordur.

2.8. Eklemeli Üretim Tekniği

Hızlı prototipleme veya üç boyutlu baskı olarak bilinen eklemeli üretim, CAD/CAM teknolojileri kullanılarak bir nesnenin katman katman eklenerek oluşturulmasıdır. Bu üretim tekniği, ilk kez 1980'lerin başında geliştirilmiştir. 1986 yılında, Charles W. Hull (3D Systems'in kurucusu), üç boyutlu yazıcının patentini almıştır.(55) Eklemeli üretim tekniğinin öncüleri arasında Scott Crump (Stratasys'in kurucusu), Hans J. Langer ve Hans Steinbichler (EOS'un kurucuları) yer almaktadır.(56)

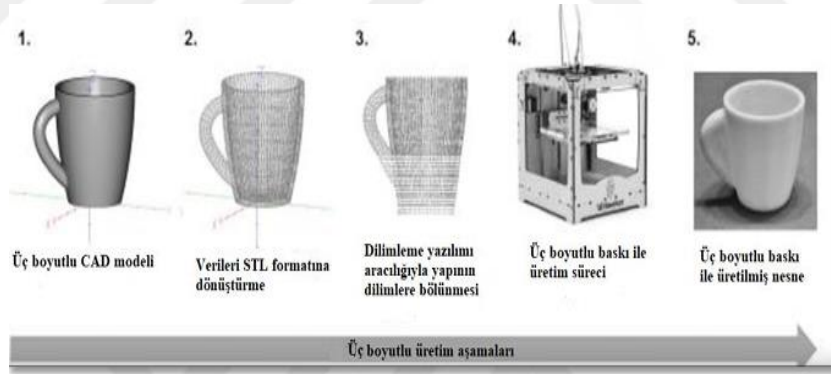
Günümüzde eklemeli üretim teknolojisi, otomotiv endüstrisi, tarım, biyomedikal mühendislik, sağlık, uzay bilimleri, havacılık, savunma, sanat ve inşaat gibi birçok sektörde yaygın olarak kullanılmaktadır.(55)

Son yıllarda, üç boyutlu üretim teknolojisi diş hekimliğinde kişisel model üretimi, çene ve yüz protezleri, implant üretimi, cerrahi splintler, kron-köprüler, hareketli protezler ve ortodontik apareyler gibi çeşitli alanlarda daha fazla kullanılmaya başlanmıştır.(55,57)

Eksiltme yöntemlerine alternatif olarak eklemeli üretim tekniği, toz veya sıvı bazlı materyalleri katı bir nesneye dönüştürmektedir. Bu teknik, katman katman materyal ekleyerek istenilen şekli oluşturur.(57) Eklemeli üretim tekniği, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı kullanılarak dijital bir dosyanın oluşturulması veya mevcut bir nesnenin üç boyutlu tarama yoluyla dijitalleştirilmesiyle başlar. CAD dosyası STL formatına dönüştürüldükten sonra, bir dilimleme yazılımı aracılığıyla

STL dosyası üzerinde düzenlemeler yapılır ve G-kodu oluşturulur. G-kodu, üç boyutlu yazıcı gibi otomatik cihazları kontrol etmek için kullanılan sayısal bir kontrol programlama dilidir. Bir sonraki aşamada, düzenlenen STL dosyası cihaza aktarılır ve üretim süreci başlar. Son olarak, basılı parçanın üretim platformundan çıkarılması, temizlenmesi ve destek yapılarının ortadan kaldırılması gerekir. Kullanılan bazı materyallerin konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) ışığı ile kürleme işlemi gerektirebilir.(56)

Son yıllarda, eklemeli üretim teknolojisine olan talep diş hekimliği sektöründe önemli ölçüde artmıştır.(55,56) Eklemeli üretim tekniğinin eksiltme ve geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla karmaşık geometrilere sahip yapıların üretimini kolaylaştırması, malzeme verimliliği sağlaması, yüksek hassasiyet ve doğruluk sunması, maliyetleri düşürmesi gibi avantajlara sahiptir. Diş hekimliği alanında öne çıkan iki eklemeli üretim tekniği, genellikle plak üretiminde kullanılan stereolitografi (SLA) ve yüksek kaliteli kron metal altyapıları üreten doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) yöntemleridir.(56)



Resim 2.3. Eklemeli Üretim Tekniğinin Aşamaları(58)

2.8.1. Eklemeli Üretim Tekniğinin Avantajları

- Daha düşük maliyetle, yüksek doğruluk ve üstün dayanıklılığa sahip implantlar üretilmesini sağlar. Aynı zamanda bireysel ihtiyaçlara göre kişiye özel implant üretimi de yapılabilir.(59)
- Daha yüksek üretim sürdürülebilirliği sunarak çevresel etkileri azaltır.(60)

- Eklemeli üretim tekniği, aşındırıcı frezlere ihtiyaç duymaması, malzeme israfını ve enerji tüketimini azaltmasıyla daha düşük üretim maliyeti sunar.(60)

- Eklemeli üretim tekniği, pasif bir yöntem olarak, eksiltme üretiminde karşılaşılan frezlerin aşınması, gürültü, ısı üretimi ve yüzeyde hasar oluşumu gibi dezavantajları ortadan kaldırır.(61)

- Aynı anda birden fazla nesne üretilebilmesi, bu sayede üretim hızını artırmaktadır.(61)

- Dijital iş akışı sayesinde iş gücü ve laboratuvar kaynaklı hatalar azalır.(62)

2.8.2. Eklemeli Üretim Tekniğinin Dezavantajları

- Kullanılan reçine dağılmış olabilir ve ciltte tahrişe neden olabilir. Ayrıca, temas veya soluma yoluyla iltihaplanmalara yol açabilir.(61)

- Katman kalınlığı, mümkün olan en küçük çözünürlüğe ayarlanmadığı takdirde, bitmiş ürün üzerinde merdiven benzeri bir görüntü oluşabilir.(61)

- Üretimin son aşamasında ekstra kütleme işlemi gerektiği için materyallerde büzülme meydana gelebilir.(61)

- Piyasada bulunan birçok eklemeli üretim cihazı, diş hekimliği uygulamaları için özel olarak tasarlanmamıştır.(61)

- Cihazlar, belirli diş hekimliği uygulamaları için gerekli doğrulukta baskı yapmamaktadır; yüksek doğruluğa sahip cihazların ise üretim hızları daha düşüktür.(61)

- Baskı yönü, baskı açısı, lazer yoğunluğu ve hızı gibi parametreler, üretilen ürünün katman kalınlığını, baskı doğruluğunu, bükülme dayanımını ve pürüzlülüğünü önemli ölçüde etkiler.(63)

- Postpolimerizasyon süresi, kırılma direnci, eğilme dayanımı ve renk stabilitesi üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir.(64,65)

2.8.3. Eklemeli Üretim Yöntemlerinde Üretim Süreci

Üretim süreci, altı temel aşamadan meydana gelir. Bu aşamalar ise şu sırayla gerçekleşir:

Üretilecek nesnenin üç boyutlu dijital modeli oluşturulur. Oluşturulan model dosyası, ardından dilimleme yazılımında kullanılabilir bir formata dönüştürülür. Model dosyasındaki veriler, dilimleme yazılımına aktarılır, dilimleme işlemi yapılır ve ardından gerekli kodlar oluşturulur. Bu bilgiler, 3 boyutlu yazıcıya iletilir. Baskı işlemiyle nesne, fiziksel olarak oluşturulur. Nesne destek yapılarından temizlenir.

Son işlem kütleme işlemi uygulanarak nesne tamamlanır.(66)

• Boyutlu Modelleme

3 boyutlu baskı sürecinin ilk adımı, basılacak nesnenin 3 boyutlu modeline ihtiyaç duyulmasıdır. Üretim öncesinde, ürünün bilgisayar ortamında istenilen özelliklere göre tasarlanması veya mevcut bir nesnenin lazer tarayıcı ile taranarak elde edilen Standard Triangle Language (STL) dosyasının kullanılması gerekmektedir. Hazırlanan modelin, açık yüzeylere sahip olmaması ve kapalı bir hacme sahip olması önemlidir. Model bilgisayar ortamında oluşturulduktan sonra, STL dosyası olarak kaydedilir. (67) Eğer model bir 3 boyutlu tarama sistemi ile elde edilmişse, detaylı bir analiz yapılmalı, yüzey kusurları varsa mesh tamir yazılımıyla düzeltilmeli ve boyutlar kontrol edilmelidir.(66)

• Dosya Kaydetme

3 boyutlu model elde edildikten sonra, dilimleme yazılımına aktarılmadan önce, yazılımın tanıyabileceği bir formata dönüştürülmelidir. 3 boyutlu baskı işlemlerinde genellikle STL dosya formatı tercih edilir. Dosya STL formatına dönüştürüldükten sonra, model üzerinde herhangi bir değişiklik yapılamaz; ancak modelin boyutu ve yönü değiştirilebilir.(67)

• Dilimleme

STL dosyasındaki model, dilimleme yazılımı tarafından katmanlara ayrılır. Dilimleme işlemi sırasında, bilgisayar destekli tasarım verisi, 3 boyutlu yazıcının

anlayabileceği bir makine diline (G-kodu) dönüştürülerek yazdırmaya hazır hale getirilir. Dilimleme işlemi için kullanılan araçlar, modelin tüm katmanlarını ve katı şekillerini belirlemeye çalışır.(67)

Dilimleme yazılımı, 3 boyutlu bir nesneyi yatay katmanlara böler ve 3D yazıcının her bir katmanı nasıl inşa edeceğini planlar. Katı şekiller, yazıcının belirlediği katman yüksekliği kalınlığına göre kesilir. Yazıcı, tasarım ürününü katman katman iki boyutlu olarak oluşturur ve belirlenen katman yüksekliği ile katmanlar arasında üçüncü boyutta hareket eder. Dilimleme işleminin kalitesi, baskı sonucu üzerinde büyük bir etkiye sahiptir.(68)

3 boyutlu üretim sırasında, katman kalınlığı, dolgu deseni, dolgu miktarı, hız ve sıcaklık gibi bazı parametreler önemlidir. Katman kalınlığı, objenin Z eksenindeki hassasiyetini belirler. Detayların önemsiz olduğu hızlı prototipleme işlemlerinde, kalın katman kalınlığına sahip düşük çözünürlüklü parametreler kullanılabilir. İç dolgu katmanlarındaki geometriyi, dolgu deseni parametresi belirler. 3 boyutlu yazıcıların en önemli özelliklerinden biri dolgu miktarıdır. Dolgu miktarı, objenin iç hacminin doldurulması gereken durumlarda önemli rol oynar. Dayanıklı ve sağlam bir ürün için %100 dolulukla üretim yapılabilir, ancak doluluk oranının artması, üretim süresi ve kullanılan malzeme miktarını da artırır. Üretim hızı ve sıcaklık ise genellikle üretilecek geometriye bağlı olarak değişir(67,69)

- **Dosya Transferi**

3 boyutlu dilimleme yazılımı ile oluşturulan kodlar, 3 boyutlu yazıcıya taşınabilir bellek aracılığıyla veya kablolu/kablosuz ağlar üzerinden aktarılabilir.

- **Boyutlu Baskı İşlemi**

Dilimleme yazılımından elde edilen kodları tanıyan yazıcı, kalibrasyon ayarları tamamlandıktan sonra üretime başlar. Baskı işlemine başlamadan önce, 3 boyutlu yazıcının düz bir zemin üzerine yerleştirildiği ve yazdırma tablasının doğru şekilde yerleştirildiği kontrol edilmelidir. Ardından, yukarıda bahsedilen kalibrasyon ayarları ve malzeme yükleme işlemleri yapılabilir. Dosya aktarımı sağlandıktan sonra, 3 boyutlu yazıcı G-kodlarını tanır, ardından gerekli sıcaklık değerine ulaşana kadar

bekler ve baskı işlemine başlar. Baskı işlemi, kullanılan yazıcı teknolojisine ve belirli parametrelere bağlı olarak değişiklik gösterebilir, bu da baskı süresinin farklı olabileceği anlamına gelir. Baskı süresi, belirlenen baskı hızına, malzeme yoğunluğuna, modelin geometrisine ve boyutuna, kullanılan destek miktarına ve istenilen çözünürlük seviyesine göre değişebilir.(66)

- **Son-İşlem**

Baskı işlemi tamamlandığında, obje 3 boyutlu yazıcı tablasından alınır ve destek üniteleri objeden çıkarılır. Destek üniteleri, çözülebilir ve standart olmak üzere iki türde olabilir. Çözülebilir destek üniteleri, materyale özel geliştirilmiş solüsyonlarda veya suda bekletilerek yıkanarak temizlenir. Standart destek üniteleri ise çeşitli el aletleriyle objeden çıkarılır. Destek üniteleri kaldırılan objeye, isteğe bağlı olarak polisaj, epoksi kaplama, zımparalama, boyama, dolgu, yüzey buharlaştırma gibi yüzey özelliklerini geliştirmek amacıyla son işlem uygulamaları yapılabilir.(66)

- **Eklemeli Üretim Sonrası İşlemler Yıkama ve Post-Kürleme**

3 boyutlu yazdırma işlemi sırasında kullanılan ışığa duyarlı polimerler, baskı sırasında ideal polimerizasyonlarını tamamlayamadıkları için polimerizasyon işlemi eksik kalır. Bu nedenle, çapraz bağların artmasını sağlamak amacıyla daha fazla post-polimerizasyon gereklidir. Post-polimerizasyon işlemi, polimer matriksindeki monomerleri azaltarak ışık ile polimerize olan reçinenin biyoyoumluluğunu artırır ve aynı zamanda objenin mekanik özelliklerini geliştirir.(70)

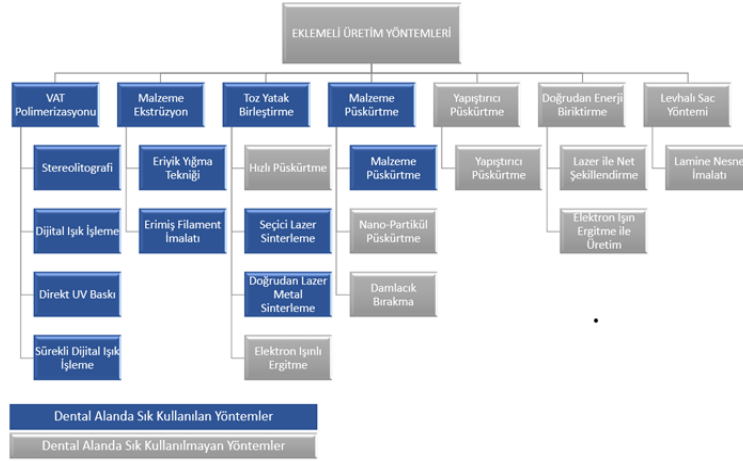
Firmalar, 3 boyutlu yazıcıdan çıkan parçaların reçine artıklarını temizlemek için genellikle etanol, izopropil alkol veya sabunlu su önermektedir. 3 boyutlu yazıcıdan çıkarılan parçaların yıkanması, rezidüel monomerlerin çoğunu ortadan kaldırsa da, post-polimerizasyon süreci sitotoksosite açısından kritik bir aşama oluşturur. Bu süreç, kalan monomerlerin tamamen polimerize olmasını sağlayarak biyoyoumluluğu artırır ve objenin güvenliğini sağlamlaştırır.(71) Post-polimerizasyon sürecinde kullanılan ultraviyole ışınlarının yanı sıra, sıcaklık da önemli bir etkidir. Artmış sıcaklık, radikallerin polimerin içine daha hızlı difüzyonunu sağlar, bu da polimerizasyonun daha verimli ve tam olmasına yardımcı olur. Bu süreç, kalan

monomerlerin tamamen polimerize olmasını teşvik eder ve böylece objenin biyoyoumluluğunu ve mekanik özelliklerini geliştirir.(71)

2.9. Eklemeli Üretim Tekniklerinin Sınıflandırılması

Farklı fonksiyonlara ve üretim amaçlarına hizmet eden birçok eklemeli üretim teknolojisi geliştirilmiştir. Günümüzde bu teknolojiler, yalnızca prototip üretimiyle sınırlı kalmayıp, aynı zamanda çeşitli ürünlerin yapımında da giderek daha yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. (56) Amerikan Test ve Materyal Kurumu (American Society for Testing and Materials; ASTM) standardına göre, eklemeli üretim teknolojileri yedi ana kategoriye ayrılmaktadır:

Tablo 2.2. Eklemeli Üretim Yöntemleri (56)



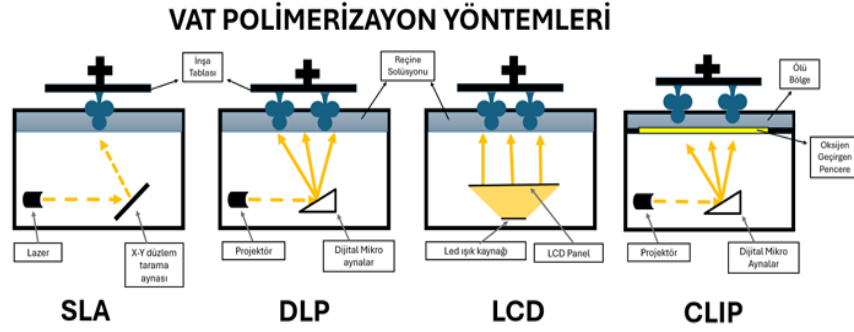
2.9.1. VAT Polimerizasyonu

Vat polimerizasyonu (Tank Foto Polimerizasyonu) yönteminin amacı, bir sıvı reçineyi topluca kürleyerek katmanlar halinde bir nesne üretmektir.(72)

Likit halindeki reçineyi sertleştirmek için belirli bir dalga boyundaki ışık kaynağı kullanılır. Reçine, bir vat veya tanka yerleştirilir ve z ekseninde yavaşça yükselen bir platform, her seferinde bir katman kürlenerek nesneyi oluşturur.(73)

Kullanılan ışık kaynağına göre vat polimerizasyonu yapan yazıcılar, dört farklı teknolojiye ayrılmaktadır: stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), likit kristal

ekran (LCD) ve sürekli sıvı arayüz üretimi (CLIP). (Resim 2.4) (56) Hızlı yazma süresi, yüksek hassasiyet ve üretilen öğelerin daha düzgün yüzeylere sahip olması, vat polimerizasyonu ile çalışan bu dört teknolojinin temel avantajlarıdır.(74)



Resim 2.4. VAT Polimerizasyon Yöntemleri(56)

2.9.2. Stereolitografi (SLA)

1986 yılında Charles W. Hull, stereolitografiyi "Ultraviyole ışıkla sertleşen bir materyalin, birbiri üzerine ince tabakalar halinde yığılmasıyla katı nesnelere üretilmesi" olarak tanımlamıştır. SLA üretim yöntemi, en bilinen ve en eski 3 boyutlu üretim sistemlerinden biridir. (75)

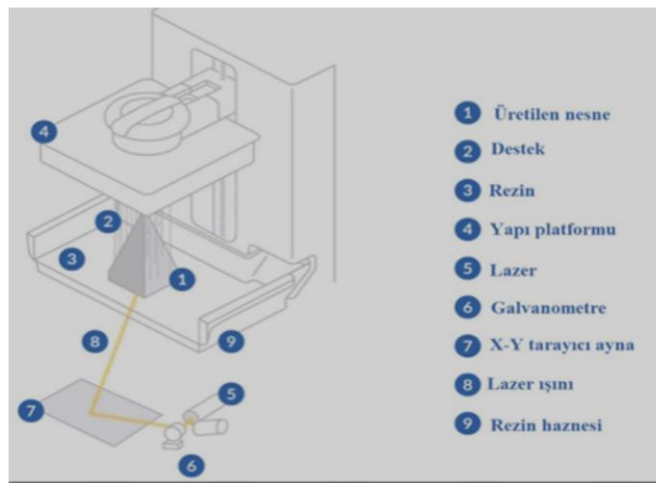
Üretim süreci, belirli aşamalar halinde ilerler. İlk olarak, CAD programı ile istenen nesnenin üç boyutlu modeli oluşturulur. Ardından, yazılım programı yardımıyla model ince katmanlara ayrılır. Tank içindeki fotoreaktif sıvı reçine, lazer tarafından taranarak sertleştirilir ve ilk tabaka oluşturulur. Platform, tankın içine 1 mm'den daha az bir miktarda indirilir ve lazer, yeni tabakayı tarar. Böylece ince tabakaların birbiri üzerine yığılmasıyla katı nesne oluşur. Bu tarama işlemi her bir katman için 1-2 dakika sürer. Üretim süresi genellikle 6-12 saat arasında değişirken, büyük ebatlı nesnelere üretilmesi birkaç gün sürebilir. Katman yüksekliği 12-150 µm arasında değişir ve en yaygın kullanılan katman yüksekliği 100 µm'dir. SLA üretim yönteminde doğruluk, kullanılan lazer ışınının çapı ve nokta boyutuna bağlıdır. İşlem tamamlandıktan sonra, nesne bir çözücü ile durulanır ve ardından reçinenin tamamen sertleşmesi için ultraviyole(UV) cihaza yerleştirilir(75)

SLA teknolojisinin avantajları:

- SLA yöntemi, diş hekimliği, havacılık, otomotiv ve diğer birçok sektörde, karmaşık yapıları yüksek hassasiyetle üretme kapasitesine sahiptir. Bu yöntem, özellikle detaylı ve hassas prototiplerin ve son ürünlerin üretiminde tercih edilmektedir.(76)
- SLA yöntemi, çok sayıda cihaz sağlayıcı tarafından desteklenen en yaygın ve en eski hızlı prototipleme teknolojisidir.
- SLA üretim yönteminde istikrarlı bir baskı prosedürü vardır.
- Diğer fotopolimerize baskı yöntemleri ile karşılaştırıldığında, SLA üretim yönteminin çözünürlüğü daha yüksektir çünkü lazer ışınının boyutu baskı çözünürlüğüne bağlıdır.(77)
- SLA, mevcut teknolojiler arasında büyük boyutlu modelleri basabilen tek fotopolimerize 3 boyutlu baskı yöntemidir.(78)

SLA teknolojisinin dezavantajları:

- SLA, lazer ışınlarının hareketi nedeniyle yavaş bir tekniktir.
- Üretilen modellerin boyutu arttıkça baskı süresi de artmaktadır.
- Sıvı rezinlerin katyonik fotopolimerizasyon özelliğine sahip olma gerekliliği olduğu için sınırlı rezin seçeneği mevcuttur.(78)
- Hammadde maliyeti yüksek ve üretim haznesi küçüktür.(79)



Resim 2.5. SLA Üretim Teknolojisi(80)

2.9.3. Dijital Işık İşleme (DLP)

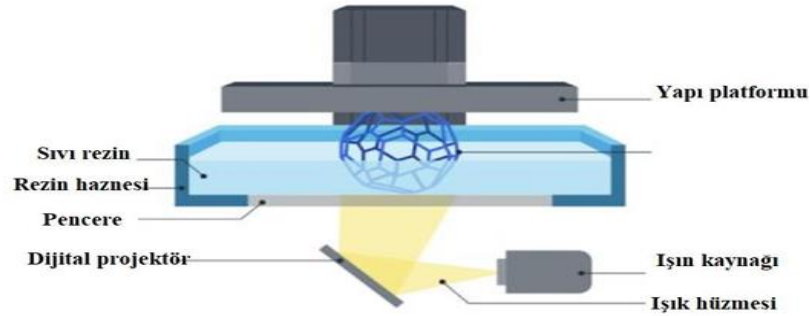
DLP yöntemi, 1977'de Larry Hornback tarafından geliştirilmiştir. DLP teknolojisini SLA'dan ayıran en önemli özellik, kullanılan ışık kaynaklarındaki farktır. DLP, lazer yerine bir projektör kullanarak likit reçinenin polimerizasyonunu gerçekleştirir. Binlerce mikro aynadan oluşan dijital mikro ayna cihazı (DMD), ışığı tek seferde üretilecek katmanın tüm kısımlarına yansıtarak her katmanı tek bir ışınla polimerize eder. Bu süreç, üç boyutlu bir ürünün tamamlanmasına kadar katman katman tekrarlanır. DLP tipi yazıcıların üretim hızı, SLA tipi yazıcıların noktadan noktaya yaklaşımına kıyasla daha yüksektir, çünkü DLP yöntemi tüm katmanı aynı anda polimerize eder.(81)

DLP tipi yazıcılarda, üretim süresini etkileyen başlıca parametreler katman kalınlığı ve reçinenin ışığa maruz kalma süresidir. Ayrıca, DLP yazıcılarının çözünürlüğünü belirleyen en önemli faktör, dijital mikro ayna cihazındaki ayna sayısıdır. Ayna sayısı, yazıcının her bir katmandaki ayrıntıları ne kadar net şekilde üretebileceğini ve dolayısıyla çözünürlüğünü doğrudan etkiler. Yansıtılan pikselin boyutu, basılan ürünlerin çözünürlüğünü etkiler. DLP tipi yazıcıların baskı hızının artırılması, üretilen ürünlerin çözünürlüğünü ve yüzey detaylarını düşürür. Ancak, basılacak ürünün hacmi azaldığında, çözünürlük ve yüzey detaylandırma artar. Bu durum, küçük boyutlu parçaların daha yüksek çözünürlükle ve ince detaylarla üretilebileceğini gösterir.(82)

DLP ve SLA tipi yazıcılar, çözünürlük, ekipman maliyetleri ve baskı performansı arasında bir denge sağlar. Bu baskı sistemleri, genellikle tek bir reçine teknesinde ve tek bir tür ışıkla sertleştirilebilen reçine kullanır. Bu durum, çok malzemeli ürünler üretmeyi zorlaştırır. Çok malzemeli baskılar, işlem süreci açısından oldukça kompleks olup, tek malzemeli baskılara kıyasla daha fazla işlem basamağı gerektirir. Örneğin, polimerize olmamış reçinenin yıkanması ve kazan değişimi gibi ek işlemler gerekebilir.(82,83)

DLP tipi yazıcılar, tek veya çok üniteli wax-up, cerrahi kılavuzlar, tam veya kısmi protezler gibi dental uygulamalarda istenen doğruluğu elde edebilir. Ayrıca, çözünürlük ve doğruluğu artırılmış ürünlerin daha hızlı bir şekilde üretilmesini sağlar.

Bu özellikleri, DLP yazıcılarını diş hekimliği alanında yüksek hassasiyetli üretim ihtiyaçları için ideal bir seçenek haline getirir.(84) Bu yöntem, stereolitografide (SLA) kullanılan tanka göre daha yüzeysel bir hazne kullanarak üretim süresini kısaltır. Ayrıca, bu özellik, SLA teknolojisine kıyasla daha düşük maliyet ve daha az atık üretimi sağlar. Bu nedenle, DLP yöntemi, hem zaman hem de maliyet açısından avantajlı bir seçenek sunar.(85) DLP teknolojisinin en büyük avantajı, yüksek hassasiyetle üretim yapabilmesidir. Ancak, yüksek hassasiyeti koruyabilmek için projeksiyon boyutları kısıtlanmıştır. Bu kısıtlama nedeniyle, DLP yöntemi genellikle sadece küçük boyutlu ürünlerin üretiminde kullanılır. Bu sınırlama, çözünürlük ve detay seviyesi açısından üstün bir performans sunsa da, büyük ebatlı parçaların üretiminde zorluk yaratabilir.(86) Bununla birlikte, dijital projektör ışık kaynakları sıklıkla ürün üzerinde voksel çizgileri oluşturur. Bu çizgiler, kavisli kenarların oluşumunu etkileyebilir ve küçük dikdörtgen şekillerin meydana gelmesine yol açabilir. Üretim sonrası modifikasyonlar veya eritme/detaylandırma ajanları kullanılarak, bu voksellerin artırılmasıyla yüzeyde daha düzgün ve iyi düzenlenmiş detaylar elde edilebilir. Bu tür işlemler, ürünün estetik ve fonksiyonel kalitesini iyileştirebilir.(84)



Resim 2.6. DLP Teknolojisinin Çalışma Mekanizması (87)

2.9.4. Sıvı Kristal Ekran (LCD)

DLP teknolojisine benzer şekilde, LCD teknolojisi (diğer adıyla mSLA [mask stereolithography apparatus] teknolojisi), tüm katmanı tek bir ışınla polimerize eder ve yüzeyin tamamını aynı anda kürler. Bu iki teknoloji arasındaki temel fark, ışığın projektör yerine sıvı kristal ekran (LCD) üzerinden yansıtılmasıdır. Sıvı kristale

bir elektrik alanı uygulandığında, kristallerin moleküler yapısı değişir ve ışığın %90'ı LCD ekran tarafından absorbe edilir. LCD ekrana uygulanan elektrik akımı, yalnızca ışınlanacak nesnenin kesit görüntüsünü belirginleştirir ve geri kalan pikselleri gizleyerek istenmeyen ışık yayılımını engeller.(74,87) Elektrik alan uygulandığında, bazı sıvı kristal moleküller tam olarak yeniden düzenlenemediği için zayıf ışık sızıntısı meydana gelir. Bu ışık sızıntısı, LCD teknolojisinin DLP teknolojisine kıyasla daha düşük hassasiyete sahip olmasına yol açar. Ancak, sıvı kristal ekran teknolojisindeki gelişmeler sayesinde LCD ekranların çözünürlüğü artmakta ve hassasiyet düzeyi yükselmektedir. Bu ilerlemeler, LCD teknolojisinin hassasiyetini DLP'ye daha yakın hale getirebilmektedir.(74)

Işık yoğunluğu, DLP ve LCD teknolojileri arasındaki en belirgin farklardan biridir.(88) Işık yoğunluğu, üretilecek nesnenin sertleşme derecesini ve baskı hızını belirlemede fotopolimerizasyon için kritik bir faktördür.(74) LCD teknolojisinde ışık yoğunluğu oldukça düşüktür; çünkü ışığın yalnızca %10'u LCD panelden geçebilirken, %90'ı panel tarafından emilir. DLP tipi yazıcılarda kullanılan ışığa duyarlı sıvı reçine, başlatıcı miktarı veya maruz kalma süresi artırıldığında LCD tipi yazıcılarda da kullanılabilir. LCD tipi yazıcılar, kısa ömürlüdür ve panelin düzenli olarak değiştirilmesi gerekir. Ancak, panellerin ışığı genişletmek için lens veya diğer cihazlara ihtiyaç duymaması nedeniyle piksel bozulmalarından etkilenmezler. LCD teknolojisinin avantajları arasında göreceli olarak düşük maliyet ve yüksek çözünürlük bulunur. Bu yazıcılar diş hekimliği ve kuyumculuk gibi alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır.(74,89)

2.9.5. Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP)

Sürekli sıvı arayüz üretimi (CLIP) teknolojisi, programlanabilir sıvı reçineler ve oksijen geçirgen mercekler kullanarak yüksek mekanik özelliklere ve yüksek çözünürlüğe sahip parçalar üreten yeni bir eklemeli üretim teknolojisidir. CLIP, DLP teknolojisine benzer şekilde çalışmakta olup, z ekseninde sürekli hareket eden bir üretim platformuna sahiptir. Bu nedenle bileşenler daha kısa sürede üretilebilmektedir. Sürekli sıvı arayüz üretimi yönteminde, ultraviyole ışığı üreten projektör alt kısımdan ışın vererek ışığa duyarlı reçineyi katılaştırırken, haznenin altındaki sıvı reçine oksijen

inhibisyonu sayesinde korunarak sabit bir sıvı alan (ölü bölge) oluşmasını sağlar. Bu durum, polimerizasyonun sürekliliğini destekler. Alt kısımda yer alan özel pencere, ışık ve oksijenin geçişine imkan tanır. Sürekli sıvı arayüz üretim tekniğinin öne çıkan özelliği, yüksek hızda baskı yapabilmesidir. Ancak bu işlem, düşük viskoziteli sıvı reçine gerektirir; yüksek viskoziteli sıvı reçine kullanımı durumunda ise üretim verimliliği azalır.(74)



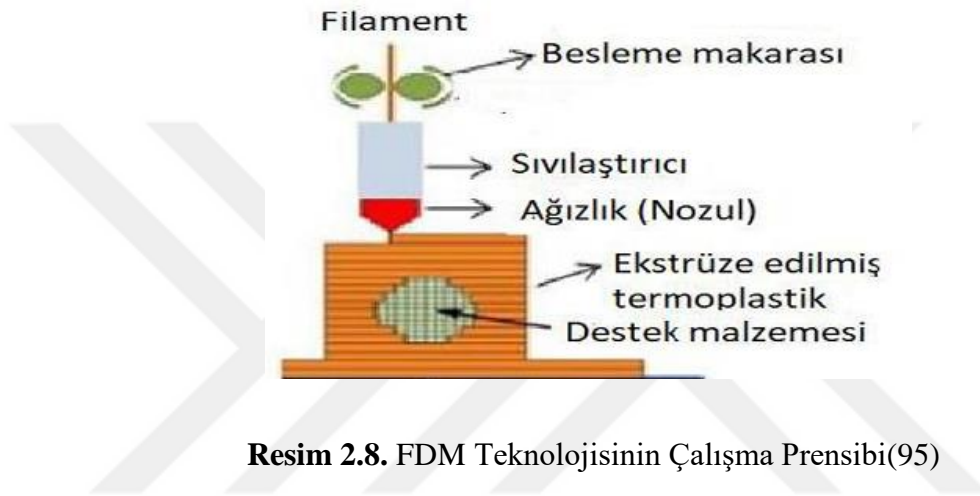
Resim 2.7. CLIP Teknolojisi Çalışma Prensipleri(90)

2.9.6. Malzeme Ekstrüzyon

Eriyik yığılma modelleme (FDM), malzeme ekstrüzyon teknolojisini kullanan bir 3D yazdırma yöntemidir. Bu yöntemde, ekstrüder, üç eksenle hareket ederek katman katman nesne üretir. FDM, dünya genelinde en yaygın ve en popüler 3D yazdırma teknolojisi olarak kabul edilmektedir.(91) 3 boyutlu yazıcı, karmaşıklık seviyesine bağlı olarak birden fazla ekstrüder içerebilir. Bu gelişmiş özellikler, daha karmaşık ve çok malzemeli baskılar yapılabilmesini sağlar. Ürün, baskı kafasının yatay eksenle hareket etmesiyle başlar ve üçüncü eksenle (genellikle z eksen) katman katman yığılacak şekilde oluşturulur.(92)

Filament şeklindeki katı termoplastik polimer, ısı ayarlı bir nozul üzerinden geçirilerek erime noktasının birkaç derece üzerine kadar ısıtılır. Yansıtılan ışıkla sıvı reçineyi sertleştirmek yerine, erime noktasının hemen ötesinde ısıtılmış bir malzeme, nozul aracılığıyla ekstrüde edilerek tabaka tabaka biriktirilir. Isıtılan malzeme ekstrüde edildikten hemen sonra sertleşir, bu da işlemi hızlandırır ve oluşabilecek hataları en aza indirir.(93) Tabaka tabaka model oluşturulduktan sonra, ısı ile eriyen malzeme

baskı kafasından çıkararak sertleşir. Bu süreç, her yeni katmanın, önceki katmanla birleşip sağlamlaşarak şeklin tamamlanmasını sağlar. Son olarak, tamamlanan parça üretim haznesinden dikkatlice çıkarılır ve genellikle bir soğuma sürecine tabi tutulur, böylece tam olarak sertleşir ve dayanıklılığı artırılır.(78) Baş bölümü, ısı ile polimer malzemeleri eriterek şekillendirme işlemini gerçekleştirmektedir. Bu teknoloji, plastik malzemeler grubunda en yüksek malzeme mukavemetini elde etmek için en verimli yöntemlerden biridir.(94)



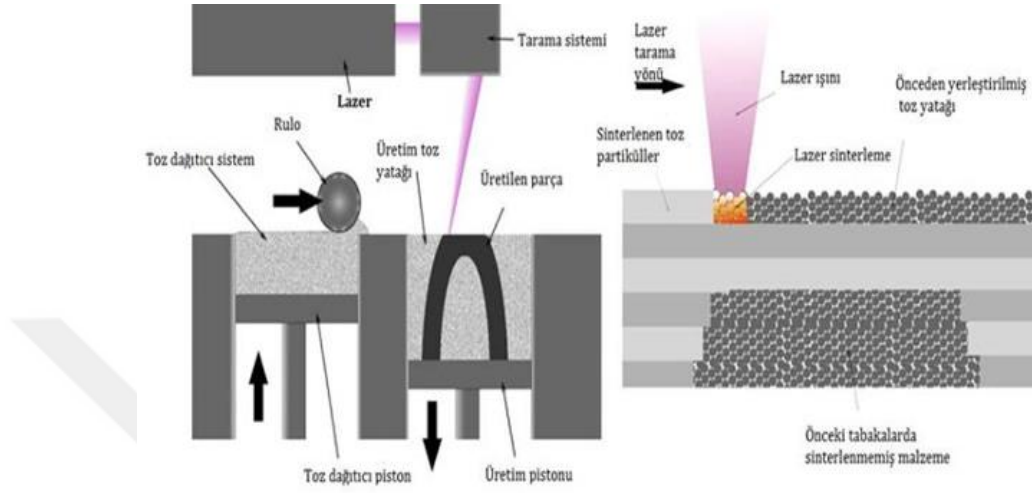
Resim 2.8. FDM Teknolojisinin Çalışma Prensibi(95)

2.9.7. Toz Yatak Birleştirme

Bu yöntemde en yaygın kullanılan teknolojiler, Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Seçici Lazer Ergitme (SLM) olup, her ikisi de termal enerjinin bir toz yatağında belirli bölgeleri kaynaştırmasıyla gerçekleştirilir. SLS teknolojisi, toz halindeki materyalin makinede düz bir yüzeye ince bir katman halinde yayılmasıyla başlar. Ardından, CAD verileri kullanılarak lazer ışını, toz yüzeyine uygulanır. Lazer ışını yüzeye çarptığında ısı açığa çıkar ve bu ısı, toz partiküllerini eritip kaynaştırarak yeni bir katman oluşturur. Bu işlem, platform taban katman kalınlığı kadar aşağı inene kadar tekrarlanır ve her katman bu şekilde polimerize olur.(96)

SLM (Seçici Lazer Ergitme), SLS (Seçici Lazer Sinterleme) teknolojisini temel alır ancak kullanılan lazer tipleri ve materyaller açısından farklılık gösterir. Çalışma prensibi, SLS teknolojisine benzer şekilde lazer ışını ile toz yatağındaki materyalin katman katman eritilmesidir. Ancak SLM teknolojisi, daha yüksek enerjili lazerler

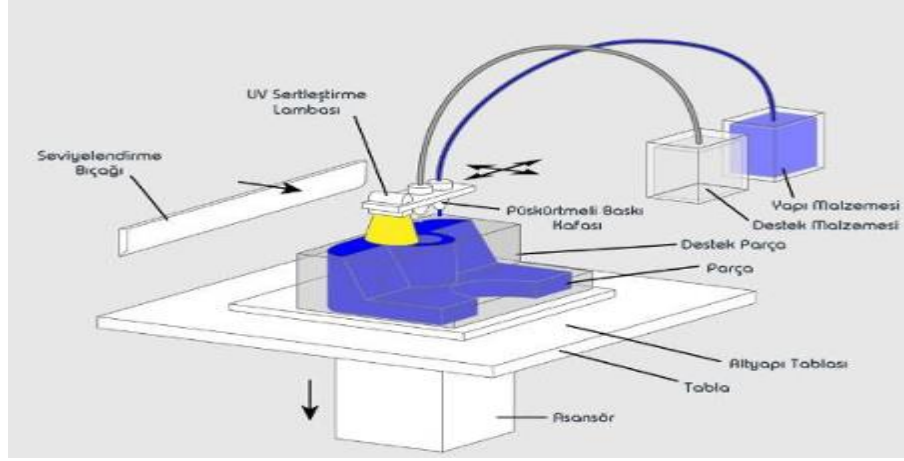
kullanarak toz partiküllerinin tamamen erimesini sağlar. Bu tam erime, SLS'ye kıyasla daha yüksek madde yoğunluğu ve daha iyi mekanik özelliklere sahip nesnelere üretilmesine olanak tanır. Bu nedenle, SLM teknolojisiyle üretilen parçalar genellikle daha dayanıklı ve yoğun olurlar.(97)



Resim 2.9. SLS Teknolojisinin Çalışma Prensibi(98)

2.9.8. Malzeme Püskürtme

Malzeme püskürtme yöntemi, 3D baskı teknolojilerinden biri olarak "Material Jetting" veya "Inkjet 3D Printing" olarak da bilinir. Bu yöntemde, piezoelektrik başlıklar, sıvı fotopolimer damlacıklarını püskürtür. Ardından, UV ışık kullanılarak bu fotopolimer damlacıkları sertleştirilir. Material Jetting, farklı reçineler kullanarak aynı anda çok parçalı nesnelere üretilmesine olanak tanır. Bu teknoloji, yüksek çözünürlük ve ayrıntı sağlar, ayrıca otomatik destek yapıları oluşturulabilmesi sayesinde tasarım sürecini kolaylaştırır. Bu özellikleri ile özellikle diş hekimliği, prototip üretimi ve hassas endüstriyel parçaların üretimi gibi alanlarda tercih edilir.(99) Material Jetting teknolojisi, karmaşık bileşenleri yüksek hassasiyetle basabilme ve üretim sürecini hızlandırabilme avantajlarına sahiptir. (100)



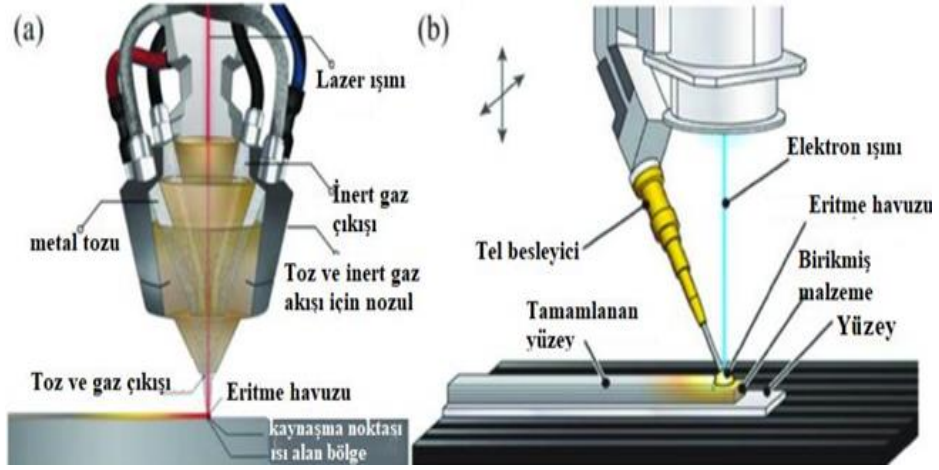
Resim 2.10. Materyal Püskürtme Teknolojisinin Çalışma Prensibi(MJ)(101)

2.9.9. Yapıştırıcı Püskürtme

Yapıştırıcı püskürtme (Binder Jetting) teknolojisi, toz halindeki malzemelerin katmanlar halinde yerleştirilmesi ve her katmanın üzerine sıvı bağlayıcı püskürtülerek şekillendirilmesi ile çalışır. Bu teknoloji, bağlayıcı malzemenin toz partiküllerini seçici olarak birleştirip, sonra bu birleşimlerin yoğunlaştırılmasını sağlar. Yapıştırıcı püskürtme, genellikle metal, seramik ve plastik gibi toz malzemeleriyle kullanılır. Bu teknoloji, hızlı prototip üretimi ve karmaşık yapılar için oldukça uygundur çünkü detaylı ve esnek tasarımlar üretmek mümkündür. Ayrıca, üretilen parçalar izotropik özelliklere sahip olabilir, yani her yönde benzer mekanik özellikler gösterirler.(102)

2.9.10. Doğrudan Enerji Biriktirme

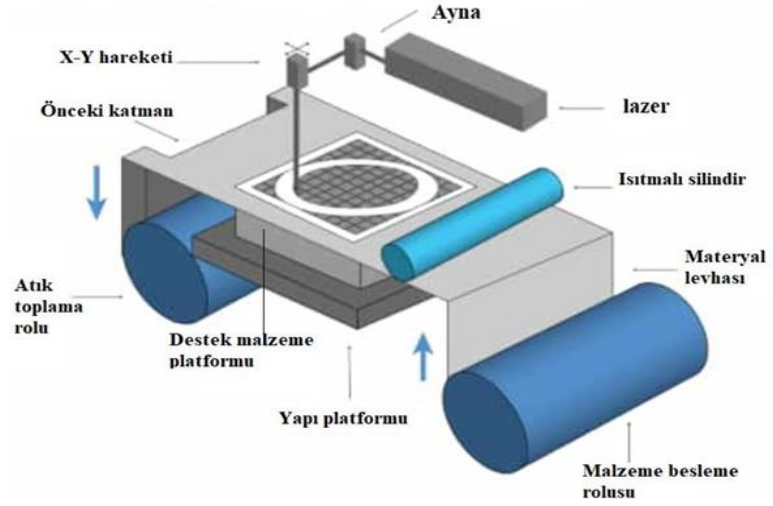
Doğrudan enerji biriktirme teknolojisi, materyali eriterek birleştirmek için odaklanmış termal enerji kullanır. Lazer ışınları enerji kaynağı olarak görev yapar ve metal tozları hammaddesi olarak kullanılır. Bu teknoloji, birden fazla malzeme türünü aynı anda işleyebilir ve karmaşık geometriler üretebilir. Ayrıca, parçaya ek malzeme eklemek de mümkündür.(103)



Resim 2.11. Yönlendirilmiş Doğrudan Enerji Depolama Teknolojisinin Şematik Görünümü(103)

2.9.11. Levhalı Sac Yöntemi

Lamine Nesne İmalatı (LOM), levhalı sac teknolojisini kullanan bir üretim yöntemidir. Bu teknoloji, ekleme ve çıkartma işlemlerini birleştirerek nesne üretimini gerçekleştirir. LOM'da kullanılan malzemeler genellikle sac formundadır. En yaygın malzemeler arasında metal sac, kâğıt, plastik film ve seramik bant bulunur. Karbondioksit lazeri, bu sac malzemesini üç boyutlu geometrik verilere göre keser. Kesim işlemi sonrasında malzeme, platform sac kalınlığında bir miktar aşağı indirilir ve yeni katman yerleştirilir. Katmanlar, termal bağlayıcılar ile basınç ve ısı uygulayarak birbirine yapıştırılır. Her bir yeni katman, bir önceki katmanı destekleyerek yapıyı oluşturur.(104) 3 boyutlu bir obje elde edilene kadar bu süreç devam eder. LOM teknolojisinin en büyük avantajları, üretim sırasında malzeme yapısında deformasyon oluşmaması ve destek yapılarına veya son işlem aşamalarına ihtiyaç duyulmamasıdır. Bununla birlikte, bu teknolojinin dezavantajları arasında, kullanılmayan malzemenin israf olması, düşük yüzey çözünürlüğü ve karmaşık iç boşluklar ile kanallar içeren parçaların üretimindeki zorluklar yer almaktadır.(105)



Resim 2.12. Levha Laminasyon Teknolojisinin Şematik Görünümü(106)

2.10. Dijital Sistemde Tam Protez Kaide Materyalleri

2.10.1. Prepolimerize PMMA Bloklar

Son dönemde, geleneksel protezlerle benzer renkte protez kaideleri, CAD/CAM sistemleri kullanılarak PMMA bloklarından üretilmeye başlanmıştır. CAD/CAM sistemiyle üretilen prepolimerize bloklar, yüksek basınç ve ısı altında işlenmiştir. Bu işlem sayesinde, eksiltmeli yöntemle üretilen protezlerde, konvansiyonel üretim yöntemlerinde görülen büzülme problemi ortadan kaldırılmıştır. (107)

CAD/CAM sisteminde kazınan bu bloklardan elde edilen protez kaidelerine, daha sonra çift çapraz bağlı reçine materyalden kazınan dişler yapıştırılabilir. Bu yöntem, protezin estetik ve fonksiyonel özelliklerini artırarak, daha dayanıklı ve doğal görünümlü bir protez elde edilmesini sağlar.(108)

CAD/CAM ile kazınarak elde edilen protezlerin mekanik ve yüzey özellikleri, konvansiyonel ısı ile polimerize PMMA'ya kıyasla genellikle daha üstün özellikler gösterir. CAD/CAM teknolojisi, yüksek hassasiyetle üretilmiş protezler sağlayarak, daha dayanıklı ve estetik olarak daha memnun edici sonuçlar elde etmeye olanak tanır. Ayrıca, bu yöntemle yapılan protezler, daha iyi uyum ve uzun ömür sunar çünkü üretim süreci sırasında daha az büzülme ve daha düzgün bir yüzey elde edilir.(109)

Bunun yanında, bu blokların yüksek kondensasyon özelliği, monomer ve porozite miktarını azaltarak daha yoğun bir yapı sağlar.(110)

Önceden polimerize edilmiş bu bloklardan kazınarak üretilen protezlerin, konvansiyonel yöntemle üretilen protezlere kıyasla daha iyi tutuculuk sağladığı ve daha nadiren düşük travmatik oluşumlar gösterdiği de vurgulanmıştır.(36)

2.10.2. Protez Kaide Rezinleri

Eklemeli üretimde kullanılan protez kaide rezinlerinin çoğu, fotopolimerize rezinlerdir. Bu yöntemde en yaygın olarak kullanılan protez kaide materyali PMMA'dır. Ayrıca, Bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ve üretan akrilat (UA) bazlı fotopolimerlerin de kullanıldığı bildirilmiştir.(111) Fotopolimer sistemlerinin kalitesi, rezinin boyutsal özelliklerini, yani doğruluk ve boyutsal stabiliteyi, aynı zamanda fiziksel ve mekanik özelliklerini de etkiler. Eklemeli üretimde üç fotopolimer sistemi bulunmaktadır: epoksi rezin bazlı, vinil-eter rezin bazlı ve akrilat bazlı rezin sistemleri. Bunlar arasında en yaygın kullanılan sistem akrilat bazlı rezin sistemidir. Fotopolimerler, monomerlerden, oligomerlerden veya bunların bir karışımından oluşan, suya benzer akışkan maddelerdir. Bu fotopolimer rezin sıvıları, polimerizasyonu başlatmak için foto başlatıcılar içerir ve kütleme derinliğini kontrol etmek amacıyla emici maddeler veya organik boyalar eklenir.(82,112) Foto-başlatıcılar genellikle fenon grupları veya fosfin oksit gruplarından oluşur. Bu bileşikler, ultraviyole ışık enerjisini alarak serbest radikaller veya katyonlar üretir, bu da polimerizasyon reaksiyonunu başlatır.(82) Bu nedenle ışığa duyarlıdır ve ışığa maruz kaldıklarında fiziksel ve kimyasal özelliklerinde değişiklikler meydana gelir. Fotopolimer rezinler, enerjiyi emen foto-başlatıcılar içerir ve UV ışığına maruz kaldığında, monomerler ve/veya oligomerlerle reaksiyona girerek fotopolimerizasyon sürecini başlatır. Genellikle akrilat bazlı rezinler, serbest radikal fotopolimerizasyon mekanizması ile çalışır.(112) Serbest radikal fotopolimerizasyon sürecinde, rezin hızlı bir şekilde kürlenirken yüksek bir büzülme oranına sahiptir. Bu mekanizmanın bir diğer dezavantajı ise, oksijenin radikalleri uzaklaştırarak polimerizasyon sürecini engellemesidir; bu durum, tamamen polimerize olmayan parçaların oluşmasına yol açar.(112) Çapraz bağların

oluşturulması ve 3D baskı sonrası polimerizasyon sürecinin tamamlanması amacıyla, son termal ve mekanik özellikleri iyileştirmek için termal veya UV ışığıyla postpolimerizasyon işlemi uygulanmaktadır.(113)

Baskı rezinlerin kimyasal, biyouyumluluk, fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla, fotopolimer rezinlere genellikle 35 farklı nanopartikül (örneğin TiO₂, SiO₂), sepiolit nanofiberler ve grafen oksit nano tabakaları eklenmektedir. Bu katkıları, rezinlerin dayanıklılığını artırır, biyouyumluluğunu geliştirir ve baskı sonrası performanslarını iyileştirir.(114)

2.11. Tam Protez Üretiminde Konvansiyonel ve Dijital Yöntemlerin Karşılaştırılması

Konvansiyonel yöntemlerle üretilen total protezlerin hastaya teslimi için gereken uzun seans sayılarının aksine, CAD/CAM sistemleriyle üretilen protezler daha hızlı bir şekilde tamamlanabilir. Örneğin, AvaDent ve Dentca sistemleri ile protezler en az iki, Ceramill sistemi ile ise en az üç seansta hastaya teslim edilmektedir. Bu seans sayısındaki azalma, hastalar için önemli bir avantaj sağlamaktadır.(5)

Dijital sistemlerde, prova seansında kolayca elde edilebilen geçici bir protez üretimi yapılabilmektedir. Geleneksel yöntemlerde bulunmayan bu avantaj sayesinde, protez hasta tarafından değerlendirildikten sonra gerekli düzeltmeler hızlı bir şekilde yapılabilmektedir. (115)

Dişlerin ve kaide materyalinin bir ünite olarak kazındığı monolitik bloklardan ve doğru alınmış interokluzal kayıtlar ile elde edilen protezlerin oklüzyonu, genellikle daha az ayar gerektirdiğı belirtilmiştir. Bu, dijital sistemlerin yüksek hassasiyetle üretim yapılabilmesi sayesinde sağlanan bir avantajdır.(108)

Konvansiyonel yöntemlerde görülen polimerizasyon büzülmesi ve bunun sonucunda oluşan doku uyumunda bozulma, dayanıklılık azalması gibi dezavantajlar, CAD/CAM eksiltmeli sistemlerinde kullanılan daha önceden polimerize edilmiş prepolimerize bloklarda görülmemektedir. Bu bloklar, daha uyumlu protezlerin elde edilmesini sağlayarak, daha istikrarlı ve uzun ömürlü sonuçlar sunar.(115,116)

3D tasarım sisteminde kullanılan PMMA reçineler, daha ince bir tabaka halinde uygulanmasına olanak sağlayan gelişmiş fiziksel özelliklere sahiptir. Bu reçine, yüksek elastisite modülüne sahip olup, geleneksel yöntemle üretilen PMMA kaidelerle karşılaştırıldığında daha yoğun bir yapıdadır. Ayrıca, daha az artık monomer içerdiğinden, daha stabil ve biyouyumlu bir yapı sunar.(117,118)

3D yazıcı sistemi, daha hızlı üretim yapılmasına olanak tanırken, aynı zamanda laboratuvar işçilik maliyetlerini de azaltan önemli bir avantaj sunar. Bu teknoloji, manuel işçilik ve zaman harcayan işlemleri minimize ederek, daha verimli ve ekonomik üretim süreçleri sağlar.(119)

CAD/CAM eksiltmeli yönteminde dijital verilerin saklanabilmesi, protezin gerektiğinde yeniden üretilmesini mümkün kılar. Bu özellik, özellikle protezin kırılması veya kaybolması durumunda, kolayca protezin tekrar üretilmesine olanak tanır. Ayrıca, saklanan dijital veriler, ilerleyen zamanlarda implant planlaması yapılacaksa, hastaya yönelik cerrahi şablonların hazırlanmasında da faydalı olabilir.(115)

2.12. Yüzey Çakıştırma Yöntemi

Protetik tedavilerde yüzey çakıştırma yöntemleri, tedavi sürecinin doğru bir şekilde planlanabilmesi ve uygulanabilmesi için hastanın ağız yapılarının ve modellerinin uyumunun karşılaştırılmasını içerir. Geçmiş çalışmalarda, stereomikroskop, optik tarayıcı ve yazılım programına sahip görsel ölçüm sistemi, bilgisayarlı tomografi, üniteron ölçüm mikroskobu, gezici mikroskop ve silikon replika yöntemi gibi 2 boyutlu ölçüm teknikleri kullanılarak bu uyum değerlendirilmiştir. Bu yöntemler, tedavi sürecinin doğruluğunu artırmayı ve protetik restorasyonların optimal uyumunu sağlamayı amaçlar.(28,120) Gelişen teknolojik ilerlemelerle birlikte yüzey çakıştırma yöntemleri de büyük bir gelişim göstermiştir. Geçmişte model üretimi için geleneksel ölçü yöntemleri yaygın olarak kullanılırken, ağız içi tarayıcılar ve laboratuvar tarayıcılarının ortaya çıkmasıyla dijital modeller daha verimli bir şekilde oluşturulabilmektedir. Bu dijital ölçüler, ilgili yazılımlar ile birlikte yüzey çakıştırma yöntemlerinde kullanılarak, protetik tedavilerin doğruluğu ve verimliliği artırılmaktadır. Bu sayede, tedavi süreci hızlanmakta ve daha hassas uyum

sağlanmaktadır.(121) Bu bağlamda, 3 boyutlu ölçüm verilerini analiz etmek için özel yazılımlar kullanılmaktadır. Bu yazılımlar sayesinde, protezler ve diğer medikal cihazlar dahil olmak üzere çeşitli alanlarda yüzey sapmalarının incelenmesi, kalite kontrolü ve boyut analizi yapılabilmektedir. Tarama verileri, dijital ortamda üst üste bindirilerek hesaplanır ve bu sayede ürünlerin istenen doğrulukta olup olmadığı hızlı bir şekilde tespit edilebilir. Böylece, üretim sürecinde herhangi bir hata veya uyumsuzluk erken aşamada fark edilerek düzeltilebilir, bu da tedavi sürecinin daha güvenli ve verimli olmasını sağlar.(122) Bu tür yazılımların avantajları arasında, aşınma, uyum ve diş yapılarındaki diğer değişiklikleri değerlendirmek için doğru ve güvenilir ölçümler sağlama yeteneği öne çıkmaktadır. Ayrıca, dijital modelleme ve yüzey karşılaştırma süreçleri sayesinde, hastanın ağız yapısındaki en küçük değişiklikler bile tespit edilebilir. Bu, tedavi sürecinde daha hassas ayarlamalar yapılmasına olanak tanır ve protezlerin, dişlerin veya diğer protez bileşenlerinin uzun süreli dayanıklılığını artırır. Ayrıca, bu yazılımlar, tedavi sürecindeki verimliliği artırırken, manuel ölçüm hatalarını da minimize eder.(123) Bu yazılımların özelliklerini tam olarak kullanmak için belirli bir uzmanlık gereksinimi ve bazı uygulamalarda sınırlamalar söz konusu olabilir.(122) Bu yazılımları kullanmak için genellikle 3 boyutlu ölçüm verilerini içe aktarma, hizalamalar ve yüzey kayıtları yapma, sapmaları analiz etme ve denetim sonuçlarına göre raporlar hazırlama adımları gereklidir. Yazılım, bu işlemler için kullanıcı dostu bir arayüz sunarak, protezler de dahil olmak üzere çeşitli endüstrilerdeki profesyonellerin erişimine olanak tanır.(122)

Bu yazılımların işleyişi 6 basamaktan oluşur:

3D Tarama ve Veri Toplama

3D tarayıcılar, CT (bilgisayarlı tomografi) cihazları veya diğer ölçüm cihazlarından alınan 3D nokta bulutu verilerini işler. Bu veriler, genellikle taranan yüzeylerin detaylı dijital kopyalarını oluşturur, bu sayede fiziksel nesnelerin yüksek hassasiyetle dijital modellemesi yapılabilir.

Nokta Bulutunun Yüzey Modellemesine Dönüştürülmesi

Toplanan nokta bulutu verileri, poligon ağlarına veya yüzey modellerine dönüştürülür. Bu adım, yüzeylerin daha kolay analiz edilmesini sağlar ve verilerin işlenmesi ile daha doğru ve ayrıntılı dijital modellerin oluşturulmasına olanak tanır.

Nominal-CAD Modeliyle Karşılaştırma

Tarama verileri, orijinal CAD modeliyle karşılaştırılır. Bu karşılaştırma, üretilen parçanın tasarım spesifikasyonlarına uygun olup olmadığını belirlemek için yapılır ve böylece yüzey sapmalarını, uyumsuzlukları veya üretim hatalarını tespit etmek mümkün hale gelir.

Yüzey Çakıştırma

Yüzey çakıştırma (alignment), taranan parçanın orijinal CAD modeli ile doğru pozisyonda hizalanmasını sağlar. Bu işlem, belirli referans noktalarına, geometrik elemanlara veya en iyi uyum (best-fit) algoritmalarına göre yapılabilir, böylece parçaların doğru bir şekilde karşılaştırılması ve analiz edilmesi mümkün olur.

Tolerans Analizi ve Deformasyon Analizi

Çakıştırma sonrasında, parçanın çeşitli bölgelerindeki sapmalar ve deformasyonlar analiz edilir. Bu sapmalar, renkli haritalar ve grafikler ile görselleştirilir, bu da mühendislerin hataları hızlıca tespit etmelerine ve gerekli düzeltmeleri yapmalarına olanak tanır.

Raporlama ve Dokümantasyon

Analiz sonuçları, detaylı raporlar halinde belgelenir. Bu raporlar, üretim süreçlerinin iyileştirilmesi ve kalite kontrol süreçlerinin belgelendirilmesi için kullanılır, böylece sürecin verimliliği ve üretim kalitesi artırılır. (122)

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada, farklı üretim yöntemleriyle elde edilen tam protezlerin iç yüzeyleri dijital ortamda karşılaştırılarak, protez kaidelerinde oluşan sapma miktarı ölçüldü. Ek olarak kaide ağırlığı, artık miktar ve üretim süresi kaydedildi. Böylece, en az distorsiyona uğrayan yöntemin belirlenmesiyle birlikte, farklı üretim parametrelerinin klinik sonuçlara etkisi değerlendirilerek en uygun üretim teknolojisinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda hiçbir hasta kaydı veya verisi kullanılmadığı için etik onay gerekmedi.

3.1. Örneklem Büyüklüğü Seçimi

Örneklem büyüklüğü hesabı için G*Power 3.1.9.4 paket programı kullanıldı. Söz konusu araştırmadaki örneklem büyüklüğünü hesaplamak amacıyla Karışık Ölçümler için tek yönlü ANOVA Testi kullanıldı. Etki büyüklüğü 0.40 (Cohen $f = 0.40$), yanılma olasılığının 0.05, tekrarlı ölçümler arası korelasyon 0.50, çalışmanın gücünün %90,5 olarak kabul edildiğinde, 3 farklı grubun her bir grubunda üretim açısı, oryantasyon şekli ve üretim yöntemi çeşitliliğine göre 15 farklı üretim çeşidi (her bir 3D yazıcı teknolojisinde açılara ve oryantasyona bağlı 7 farklı çeşit (DLP ve LCD teknolojilerinde 0 derecede tek; 45 ve 90 derecelerde bukkal, labial, posterior konumda) ve kazıma yöntemi), bulunmaktadır. Her bir üretim yöntemine göre minimum 5'er tane numune olmak üzere toplamda en az 75 kaide materyalinin çalışmaya dahil edilmesi gerektiği uygun görüldü.

3.2. Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Dijital ışık işleme (DLP) tipi 3D yazıcı (DentaFAB, İstanbul, Türkiye), sıvı kristal ekran (LCD) tipi 3D yazıcı olarak Whale 3 Ultra (Nova 3D, Shenzhen, Çin), kütleme işlemi için FastCure (CamCube, Montreal, Kanada) ve tarama için 7 Series Dentalwings (Straumann, Montreal, Kanada) cihazlarını kullanıldı. (Tablo 3.1.) Malzeme olarak ise fotopolimerize reçine için Power Resins Denture Reçinesi (DentaFab, İstanbul, Türkiye) ve PMMA disk olarak Bilkim (Bilkim Kimya Sanayi, İzmir, Türkiye) kullanıldı. (Tablo 3.2.)

Tablo 3.1. Kullanılan Cihazlar

Cihaz Türü	Cihaz Adı	Üretici/Firma	Ülke
Dijital Işık İşleme (DLP) tipi 3 boyutlu yazıcı	DentaFAB Sega	DentaFAB	İstanbul, Türkiye
Sıvı kristal ekran (LCD) tipi 3 boyutlu yazıcı	Whale 3 Ultra	Nova 3D	Shenzhen, Çin
Kürleme cihazı	FastCure	CamCube	Montreal, Kanada
Klinik tip kazıyıcı	M20	CamCube	Montreal, Kanada
Ekstraoral tarayıcı	7 Series Dentalwings	Straumann	Montreal, Kanada

Tablo 3.2. Kullanılan Materyaller

Materyal Adı	Marka	Üretici Firma
Fotopolimerize Reçine	Power Resins Denture Reçinesi	DentaFab (İstanbul, Türkiye)
PMMA Disk	Bilkim	Bilkim Kimya Sanayi (İzmir, Türkiye)

3.2. Referans Tasarımın Üretimi

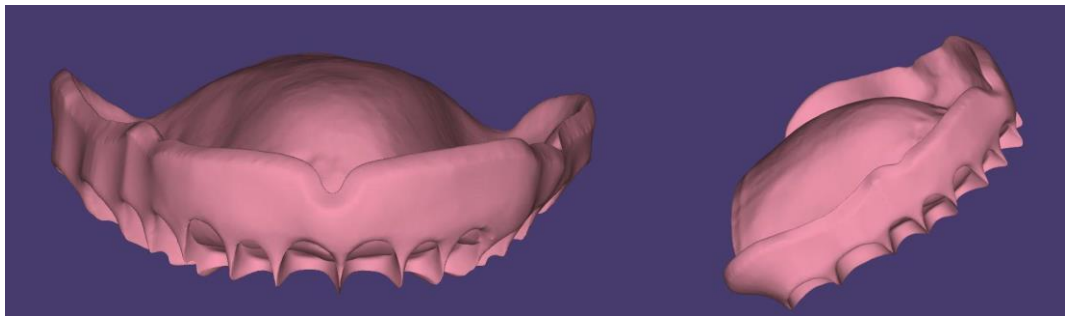
Bu çalışmada maksiller total protez üretimi için ana model olarak bir maksiller dişsiz model (Frasaco B-3 NH, Almanya) seçildi. (Resim 3.1.) Seçilen ana model dijital bir referans elde etmek için bir ekstraoral tarayıcı ile (7 Series Dentalwings, Straumann, Montreal (CA)) tarandı. Ekstraoral tarayıcı, tarama verilerini elde etmeden önce üreticinin protokolüne göre kalibre edildi. (Resim 3.2.) Bir CAD yazılım programı (Exocad, Almanya) ile dijital model üzerine çıkarılabilir, diş yuvaları olan 2mm kalınlığında total protez kaidesi tasarlandı ve STL formatında kaydedildi. (Resim 3.3.)



Resim 3.1. FRASACO B-3 NH



Resim 3.2. 7 Series Dentalwings, Montreal (CA)

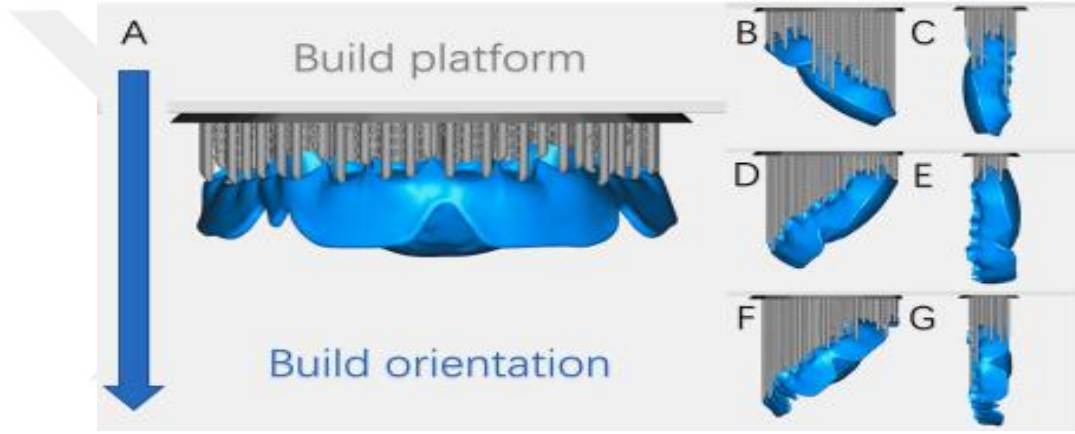


Resim 3.3. Referans Tasarım

3.4. Üretim Protokolü

3.4.1. 3D Baskı Yöntemleri

Protez kaide materyalleri, belirlenen açı (0° , 45° , 90°) ve yönelimler (bukkal, posterior, labial) doğrultusunda DLP ve LCD teknolojileri ile üretildi. 0° açısında tek oryantasyonda üretim yapıldı. Üretim sırasında cihazların çalışma süreleri de kaydedildi. Yapı oryantasyonu isimlendirmesi, destek yapısının tutturulduğu pozisyonun yanı sıra oklüzal düzlem ile yapı platformu arasındaki açığa dayanmaktadır. (Resim 3.4., Tablo 3.3.)



Resim 3.4. Yapı oryantasyonu isimlendirmesi (124)

Tablo 3.3. Yapı Oryantasyon ve Açılandırma İsimlendirmesi

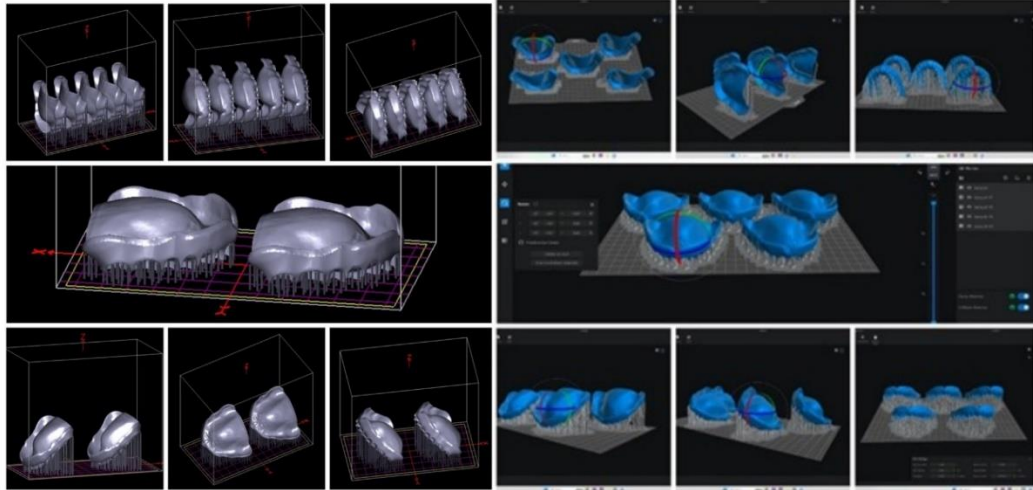
A. 0° ;	B. Labial 45° (L 45°);
C. Labial 90° (L 90°);	D. Posterior 45° (P 45°);
E. Posterior 90° (P 90°);	F. Bukkal 45° (B 45°);
G. Bukkal 90° (B 90°).	

DLP ve LCD Teknolojisi ile Üretim

A. Tasarımın Dilimleme Yazılımına Yüklenmesi

Farklı markalara ait yazıcılarda, her reçine için özel olarak belirlenmiş parametre değerleri bulunur. Bir cihazın üretim yapabilmesi için, bu parametrelerin o cihaza uygun dilimleme yazılımına yüklenmesi gerekir. Bu doğrultuda, firmadan temin edilen parametreler, LCD cihazı için kullanılan, CHITUBOX (CBD-Tech,

Shenzhen, Çin) yazılımına ve DLP cihazı için kullanılan DentaFab Slicer (İstanbul, Türkiye) yazılımlarına yüklendi. Platforma yerleştirilen tasarım, X ve Y eksenlerinde döndürme işlevi kullanılarak döndürüldü. 0°, 45° ve 90° açıları ile bukkal, posterior ve labial yönelimlerde toplam yedi yapı oryantasyonu oluşturuldu. (Resim 3.5.) Her bir yapı oryantasyon grubu 50 µm katman kalınlığı kullanılarak dilimlendi. Destekleyici taban dahil olmak üzere, destek yapılarının yoğunlukları ve çapları dilimleme yazılımı tarafından otomatik olarak oluşturuldu. Baskı dosyaları kontrol edildi ve protez iç yüzeyinde destek yapısı bulunmadığı, çıkıntı alanlarının ise yeterince desteklendiği doğrulandı. Tasarımın iç yüzeyine, otomatik atanan destek yapıları yüzey morfolojisini bozmamak adına manuel olarak düzenlendi. Kaydedilen STL formatındaki dosya, LCD ve DLP teknolojilerini kullanan 3D yazıcılara yüklendi.



Resim 3.5. DentaFab Slicer ve Chitubox'da Konumlandırma

B. Protez Kaidesinin Üretimi:

Bir LCD teknolojisine sahip 3D yazıcı (Whale 3Ultra, NOVA 3D, Shenzhen, Çin) (Resim 3.6.) ve bir DLP teknolojisine sahip 3D yazıcı (DentaFab, İstanbul, Türkiye) (Resim 3.7.) ile sertifikalı yazdırılabilir reçine (Power Resins Denture Reçinesi, DentaFab, İstanbul, Türkiye) kullanılarak, 405 nm dalga boyundaki UV ışığı ile polimerize edilen yetmiş protez kaidesi üretildi. (Resim 3.8., Resim 3.9.)



Resim 3.6. LCD tipi 3DYazıcı



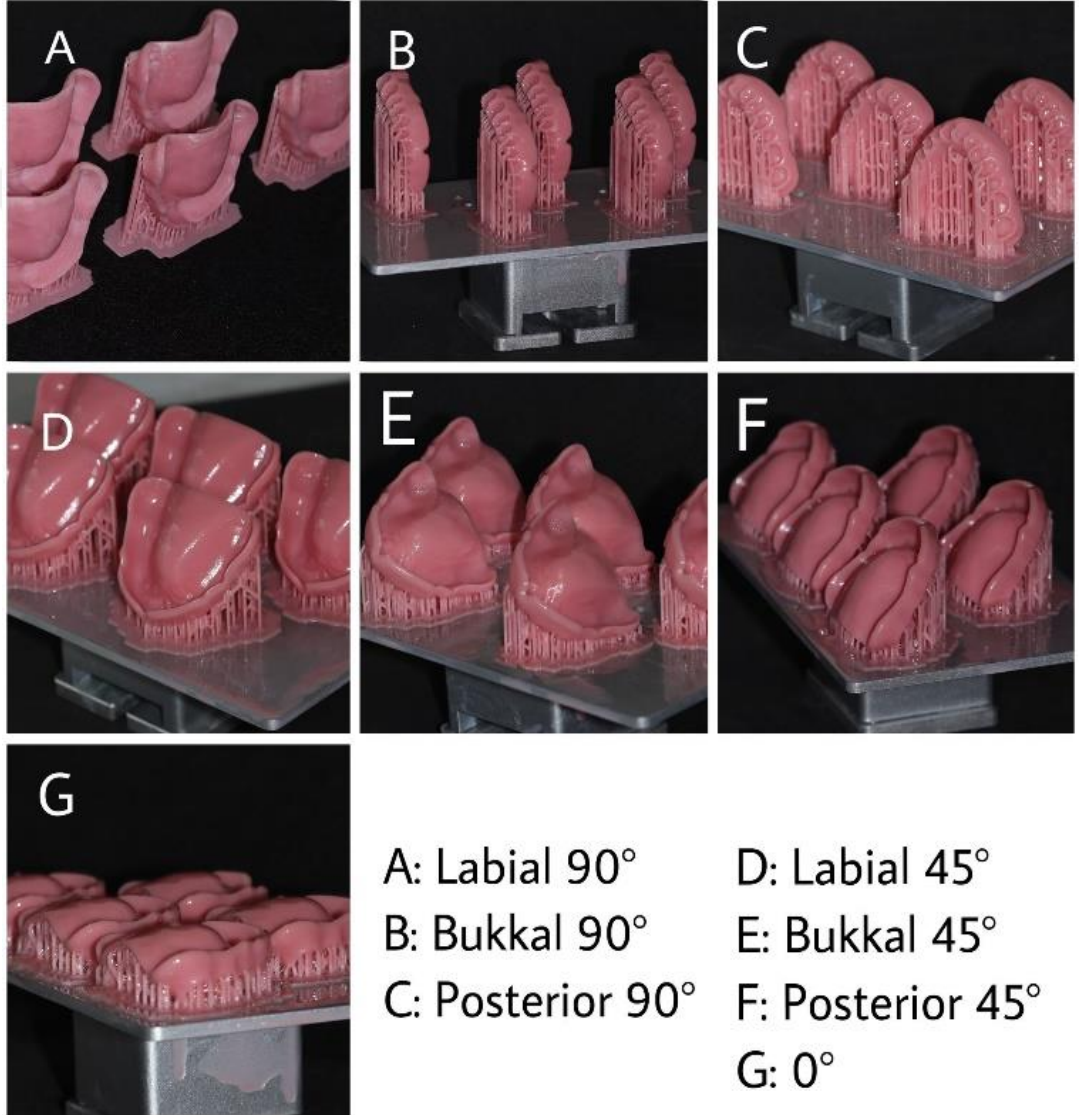
Resim 3.7. DLP tipi 3D yazıcı

LCD teknolojisini kullanan yazıcıda üretim işlemleri için ilk aşama olarak, 3D yazıcının FEP film tabakası yenilendi. Bu işlemle birlikte, cihaz kaynaklı hataların ortadan kaldırılması sağlandı.

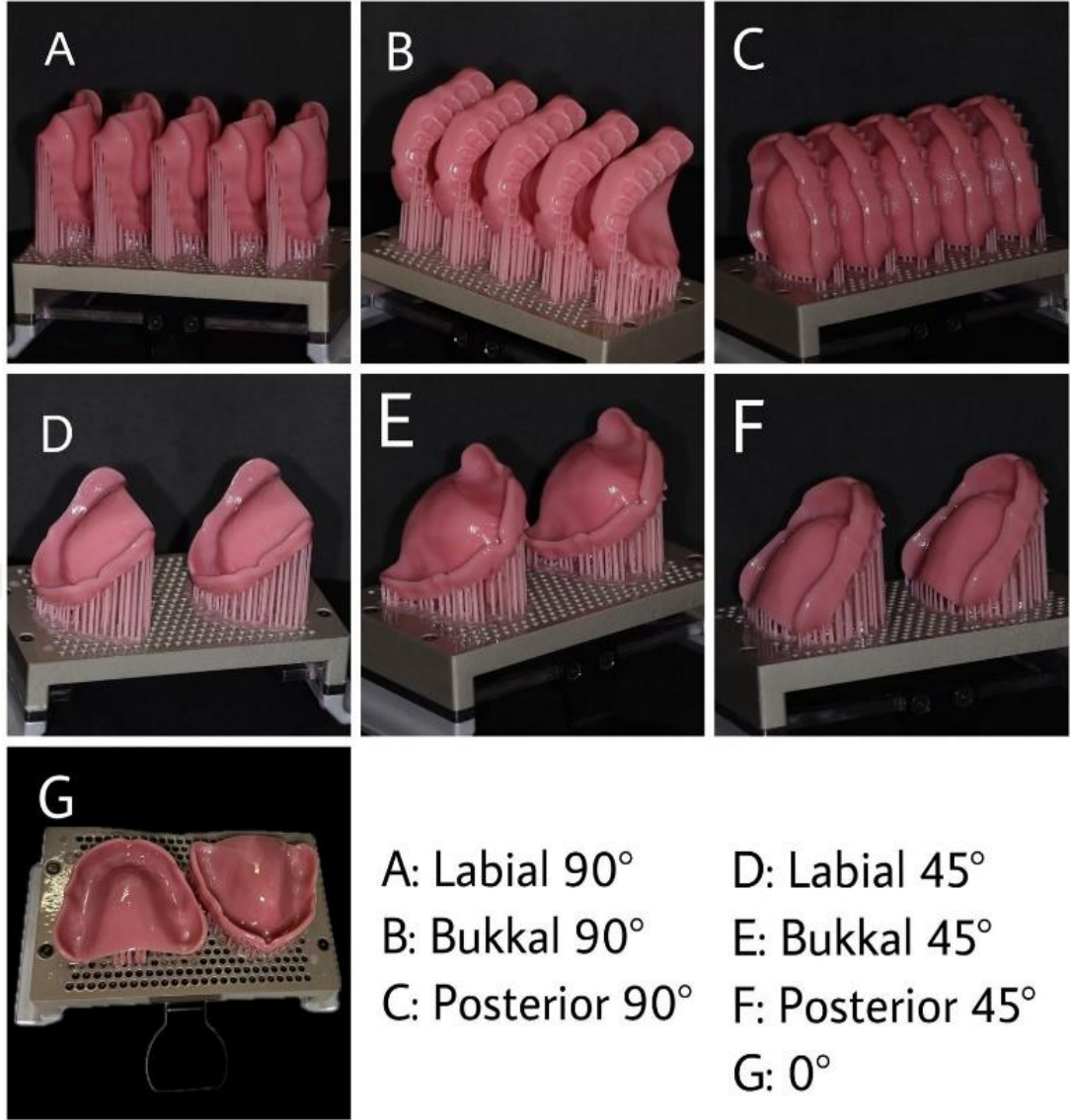
DLP teknolojisini kullanan cihaz ile yapılan üretimlerde, her baskı öncesinde cihazın doğru ve hassas çalışmasını sağlamak amacıyla kalibrasyon işlemi gerçekleştirildi. Bu süreçte, öncelikle baskı platformunun düzgün hizalandığından

emin olunarak yatay dengeleme yapıldı. Bu sayede her baskının yüksek hassasiyet ve doğrulukla gerçekleştirilmesi sağlandı.

Üretimlerde ne kadar reçine harcandığını hesaplamak için, üretimden önce reçine miktarı 0.01 g hassasiyeti olan bir hassas terazide tartıldı. Üretimden sonra kullanılan miktarı belirlemek amacıyla yazıcının tankında kalan reçine tekrar kabına konuldu ve aradaki fark hesaplandı. Ayrıca üretim süreleri de kaydedildi.



Resim 3.8. LCD Teknolojisiyle Üretilen Kaideler



Resim 3.9. DLP Teknolojisiyle Üretilen Kaideler

C. Üretimi Tamamlanan Kaide Materyallerinin Temizlenmesi ve Kürlenmesi

Destek yapılar, yan kesici yardımıyla dikkatlice kesildi. Ardından, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak, fazla materyali uzaklaştırmak için nemlendirilmiş bir fırça yardımıyla %96 etanol solüsyonunda iki kez durulandı. 3 dakikalık ilk durulamanın ardından temiz %96 etanol solüsyonunda yaklaşık 3 dakika boyunca ikinci bir durulama yapıldı. Aşırı durulama tam protezlerde yüzey kusurlarına yol açabileceğinden üretici tarafından maksimum 6 dakikalık bir alkol durulaması önerilmektedir. Tamamen temizlenmiş kaideler, malzeme özelliklerini optimize etmek

ve biyouyumluluk gerekliliklerini sağlamak amacıyla post-kürleme işlemine tabi tutuldu. Kürleme işlemi, Fastcure cihazı (CamCube, Montreal, Kanada) kullanılarak 15 dakika boyunca gerçekleştirildi. (Resim 3.10.)



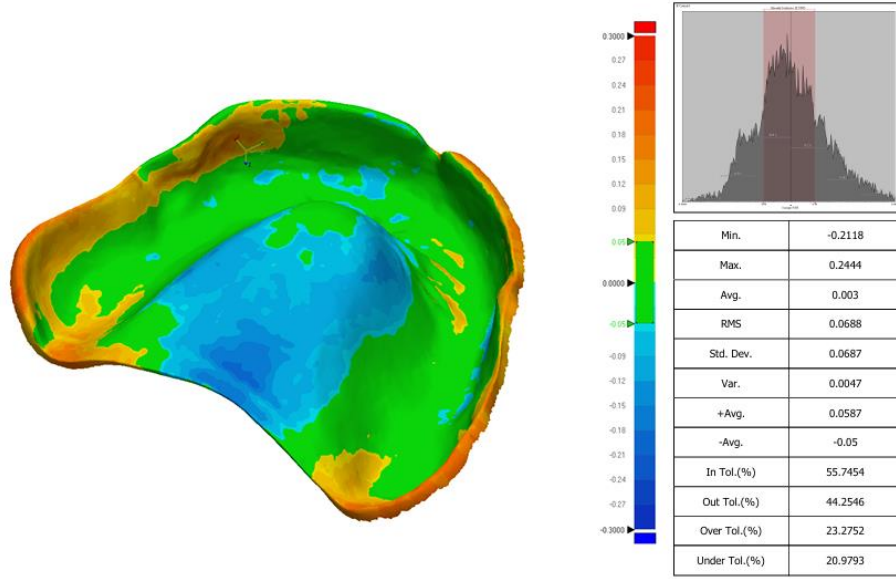
Resim 3.10. Kürleme Cihazı

D. Protez Kaidelerinin Taranması

Üretilen protez kaidelerinin tarama verileri, aynı diş hekimi tarafından iç yüzeyine özen gösterilerek, 15 mikron hassasiyetle çalışan bir ekstraoral tarayıcı olan 7 Series Dentalwings (Straumann, Montreal, Kanada) kullanılarak elde edildi. (125) Tarayıcı, verileri elde etmeden önce üreticinin protokolüne uygun olarak kalibre edildi. Her bir kaide materyalinin tarama verisi oryantasyonuna göre adlandırılarak STL formatında kaydedildi.

E. Tarama Verilerinin Referans Tasarım ile Uyumunun Değerlendirilmesi

Taraması tamamlanan yetmiş protez kaidesi 3D tersine mühendislik yazılım programına (Geomagic Control X, 3D Systems, South Carolina, ABD) yüklenerek referans tasarımla karşılaştırıldı. Yüzeydeki sapmaların ölçüm değerleri kaydedildi. CAD tasarımını STL dosyası (referans veri) ve her grubun tarama verileri, doğruluğu değerlendirmek için en iyi uyum hizalamasına(best-fit) tabi tutuldu. Yüzey sapma verileri, doku yüzeyi adaptasyonunun derecesini belirlemek için ortalama kök kare (RMS) hesaplanarak analiz edildi; görsel sapma analizi için ise renk farkı haritası kullanıldı. Görsel sapma analizinde nominal sapma $\pm 50\mu\text{m}$, kritik sapma ise $\pm 300\mu\text{m}$ olarak ayarlandı. (Resim 3.11.)



Resim 3.11. RMS Değeri ve Renk Farkı Haritası

F. Üretilen Kaide Materyallerinin Ağırlıklarının ve Artık Miktarın Hesaplanması

Kaide üretiminde kullanılan reçine miktarını belirlemek amacıyla, üretim öncesinde ve sonrasında reçine 0.01g hassasiyetinde ölçüm yapabilen bir hassas terazi ile tartıldı. Üretim öncesinde belirlenen reçine miktarı ile üretim sonrası kalan reçine miktarı karşılaştırılarak üretimde kullanılan toplam reçine miktarı hesaplandı.

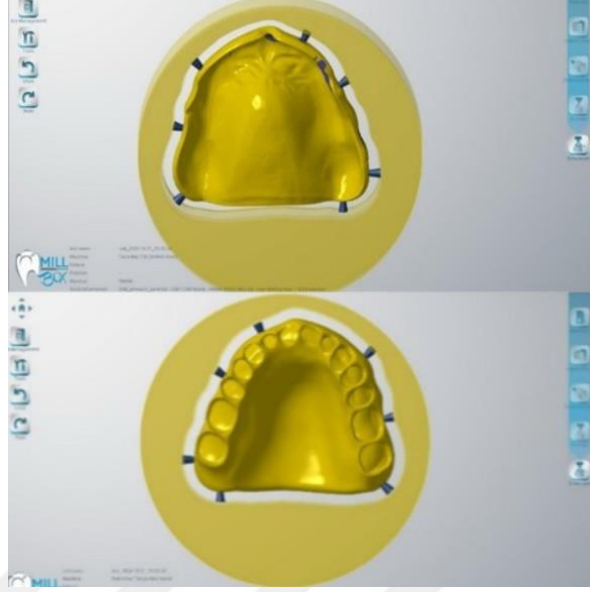
Üretim tamamlandıktan sonra, kaide materyalleri destek yapılarından temizlendi ve lastik ile parlatma işlemi uygulandı. Parlatma işlemi sonrasında kaide materyalleri tekrar hassas terazide tartıldı ve ölçülen nihai ağırlıkları kaydedildi. Daha sonra, üretimde kullanılan toplam reçine miktarından elde edilen kaide materyalinin ağırlığı çıkarılarak artık miktar hesaplandı.

3.4.2. Kazıma Yöntemi

A. Tasarımın MillBox Uygulamasına Yüklenmesi

Tasarlanan protez kaide materyali MillBox (*CIMsystem*, İtalya) uygulamasına yüklendi. Tasarım 98mm çapında 22mm kalınlığındaki PMMA disk (Bilkim Kimya,

İzmir, Türkiye) içine yerleştirildi. Kazıma sırasında kaide materyalinin stabil kalabilmesi için 7 noktadan destek (support) atıldı. (Resim 3.12.)



Resim 3.12. Tasarımın MillBox ile Hazırlanması

B. Protez Kaidesinin Üretimi

M20 CNC makinası (CamCube, Montreal, Kanada), klinik ortamında 98 mm'lik üniversal diskleri işleyebilen ve uzun köprüler üretebilen 5-eksenli dental bir cihazdır. Hem sulu hem de kuru modda çalışabilen M20 makinesi, dental kliniklerde adeta bir mikro-laboratuvar işlevi görür; zirkonya, titanyum, mum ve PEEK gibi malzemeleri işleyebilir. Yeni nesil progresif zirkonya materyalleri sayesinde, basit tek kronlardan karmaşık full-mouth köprülere kadar birçok farklı endikasyonu karşılamaktadır.(126)

Oluşturulan tasarım STL formatında kazıma cihazına yüklendi, 5 eksenli CNC makinesinde (M20, CamCube, Montreal, Kanada) 2mm ve 1mm kalınlığında frezlerle (Yenadent, İstanbul, Türkiye) kazındı. (Resim 3.13., Resim 3.14., Resim 3.15.)

Aynı tasarım üzerinden 5 adet numune üretildi. (Resim 3.16.) Kazıması tamamlanan kaide materyalleri support kısımlarından kesilerek diskten ayrıldı ve akrilik lastiğiyle parlatıldı. Üretim süresi de ayrıca kaydedildi.



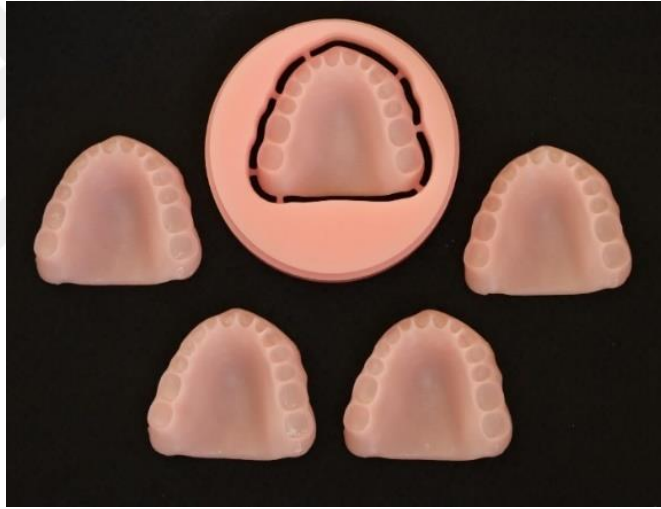
Resim 3.13. 5 Eksenli CNC Makinesi (M20, CamCube, Montreal, Kanada)



Resim 3.14. M20 Cihazıyla Tasarımın Üretimi



Resim 3.15. Kullanılan Frezler



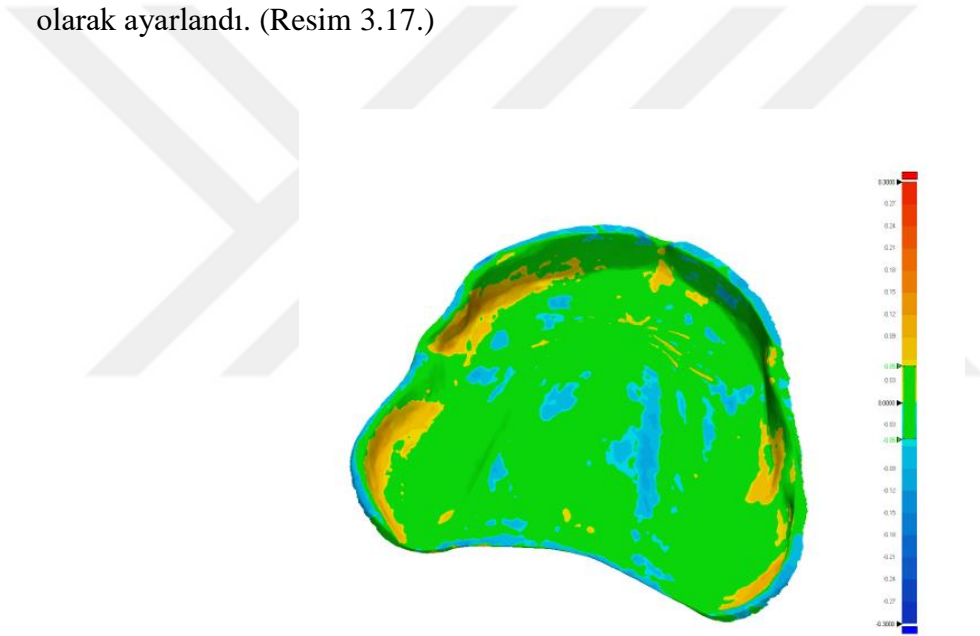
Resim 3.16. Kazınan Numuneler

C. Protez Kaidelerinin Taranması

Üretilen kaide materyalleri ekstraoral tarayıcının platformuna sabitlendi. 5 numunenin de taraması yapıldı. Taramalar STL formatında kaydedildi.

D. Tarama Verilerinin Referans Tasarım ile Uyumunun Değerlendirilmesi

Taraması tamamlanan beş protez kaidesi 3D tersine mühendislik yazılım programına (Geomagic Control X, 3D Systems, South Carolina, ABD) yüklenerek referans tasarımıyla karşılaştırıldı. Yüzeydeki sapmaların ölçüm değerleri kaydedildi. CAD tasarımı STL dosyası (referans veri) ve her grubun tarama verileri, doğruluğu değerlendirmek için en iyi uyum hizalamasına(best-fit) tabi tutuldu. Yüzey sapma verileri, doku yüzeyi adaptasyonunun derecesini belirlemek için ortalama kök kare (RMS) hesaplanarak analiz edildi; görsel sapma analizi için ise renk farkı haritası kullanıldı. Görsel sapma analizinde nominal sapma $\pm 50\mu\text{m}$, kritik sapma ise $\pm 300\mu\text{m}$ olarak ayarlandı. (Resim 3.17.)



Resim 3.17. Geomagic ile Çakıştırma

E. Üretilen Kaide Materyallerinde Artık Miktarının Belirlenmesi

Kazıma yöntemi ile üretilen kaide materyallerinde kullanılan malzeme miktarını belirlemek amacıyla, üretim öncesinde PMMA diskleri 0.1g hassasiyetinde ölçüm yapabilen bir hassas terazi ile tartıldı. Üretim tamamlandıktan sonra, elde edilen kaide materyalleri destek yapılarından uzaklaştırıldı ve yüzey düzgünlüğünü sağlamak amacıyla parlatma işlemi uygulandı. Parlatma işlemi sonrasında kaide materyalleri tekrar hassas terazide tartıldı ve nihai ağırlıkları kaydedildi.

Üretim öncesinde tartılan PMMA diskin başlangıç ağırlığından, üretim sonrası elde edilen kaide materyalinin ağırlığı çıkarılarak artık miktar hesaplandı.

3.5. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 26 programı kullanılarak gerçekleştirildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu çarpıklık ve basıklık değerleri hesaplanarak değerlendirildi. Normal dağılıma uygunluk gösteren değişkenlerin karşılaştırılmasında parametrik testler tercih edildi. İkili grupların karşılaştırılmasında bağımsız örneklem t-testi, üç veya daha fazla grup içeren karşılaştırmalarda ise tek yönlü ANOVA testi kullanıldı.

Çalışmada anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edildi

4. BULGULAR

4.1. Üretim Teknolojilerinin RMS Değerleri Bakımından Kendi Aralarında Karşılaştırılması

Üretim Teknolojilerinin RMS (Root Mean Square) değerleri bakımından kendi aralarında karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Tablo 4.1.'de gösterilmiştir. Tabloda, DLP teknolojisi, LCD teknolojisi ve kazıma yöntemi olmak üzere üç farklı üretim teknolojisinin RMS değerleri, ortalamaları, standart sapmaları ve istatistiksel anlamlılık düzeyleri (t ve p değerleri) karşılaştırılmıştır.

DLP teknolojisinin RMS değeri ortalaması $0,087 \pm 0,0245$ olarak ölçülmüştür. Bu teknolojinin, LCD teknolojisi ile karşılaştırıldığında (ort.:0,169) anlamlı bir farklılık gösterdiği belirlenmiştir ($t = -10,597$; $p = 0,001$). LCD teknolojisinin RMS değeri ortalaması $0,169 \pm 0,0387$ olarak bulunmuştur. LCD teknolojisi, kazıma yöntemi (0,049) ile karşılaştırıldığında da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermektedir ($t = 18,179$; $p = 0,001$). Kazıma yöntemi ise en düşük RMS değeri ortalamasına sahiptir ($0,0489 \pm 0,0055$) ve DLP teknolojisi ile karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık sergilemektedir ($t = 8,947$; $p = 0,001$).

En hassas teknoloji, $0,0489 \pm 0,0055$ RMS değeri ile kazıma yöntemi olarak belirlenmiştir. Bu yöntem, diğer iki teknolojiye kıyasla önemli ölçüde daha düşük bir RMS değerine sahiptir ve bu nedenle yüksek hassasiyet gerektiren üretim süreçlerinde tercih edilebilecek bir yöntemdir.

İkinci sırada, $0,087 \pm 0,0245$ RMS değeri ile DLP teknolojisi yer almaktadır. DLP teknolojisi, kazıma yöntemine kıyasla daha yüksek bir RMS değerine sahip olmakla birlikte, LCD teknolojisine göre daha düşük RMS değeri sergilemektedir. Bu durum, DLP teknolojisinin LCD'ye göre daha hassas olduğunu göstermektedir.

En az hassas teknoloji ise $0,169 \pm 0,0387$ RMS değeri ile LCD teknolojisi olarak belirlenmiştir. LCD teknolojisi hem kazıma yöntemi hem de DLP teknolojisine kıyasla daha yüksek RMS değerine sahiptir ve bu nedenle diğer iki teknolojiye göre daha düşük hassasiyet sunmaktadır.

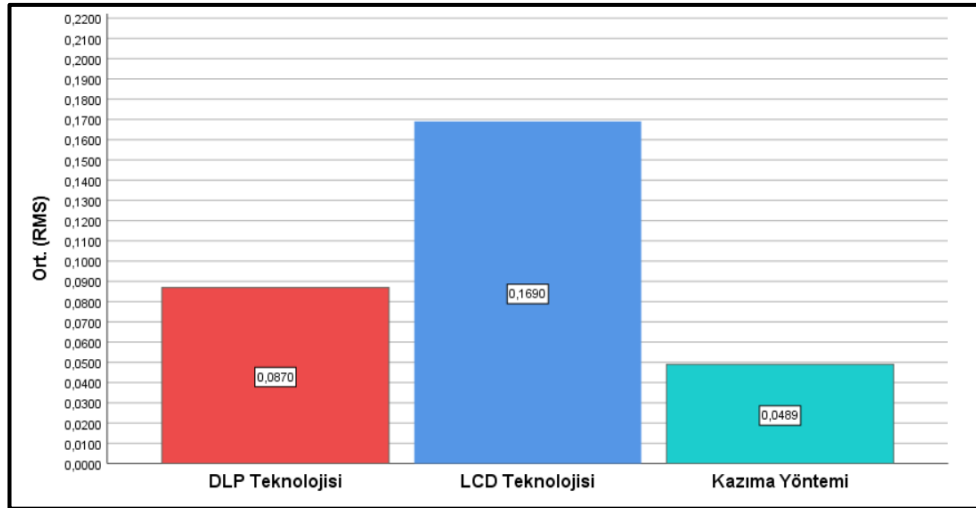
Sonuç olarak, üretim teknolojilerinin hassasiyet açısından sıralaması şu şekildedir: kazıma yöntemi > DLP teknolojisi > LCD teknolojisi. Bu sıralama, özellikle yüksek hassasiyet gerektiren uygulamalarda kazıma yönteminin öncelikli bir seçenek olabileceğini göstermektedir.

Tablo 4.1. Üretim Teknolojilerinin RMS Değerleri Bakımından Karşılaştırılması

Teknoloji	RMS Değeri		t	p
	Ort.	S.S.		
DLP Teknolojisi	0,087	0,0245	-10,597	0,001**
LCD Teknolojisi	0,169	0,0387		
DLP Teknolojisi	0,087	0,0245	8,947	0,001**
Kazıma Yöntemi	0,0489	0,0055		
LCD Teknolojisi	0,169	0,0387	18,179	0,001**
Kazıma Yöntemi	0,0489	0,0055		

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **:p<0,01, t: Bağımsız örneklem t-testi

Üretim teknolojilerinin RMS değerleri bakımından karşılaştırılmasına yönelik grafik gösterim Grafik 4. 1'dedir.



Grafik 4.1. Üretim Teknolojilerinin RMS Değerleri Bakımından Karşılaştırılması

4.2. DLP Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

DLP teknolojisi ile üretilen protez kaide materyallerinin açı (0°, 45°, 90°) ve yönelimlerine (bukkal, posterior, labial) göre karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Tablo 4.2.'de sunulmuştur. Tablo, her bir açı ve yönelim kombinasyonu için RMS değerlerinin ortalamalarını, standart sapmalarını, istatistiksel analiz sonuçlarını (F ve p değerleri) ve post - hoc testlerine göre hangi açı ve yönelimler arasında anlamlı fark olduğuna ilişkin sonuçları içermektedir.

RMS değerleri incelendiğinde, en düşük ortalama RMS değeri $0,0623 \pm 0,0064$ ile labial 90° yönelimi için ölçülmüştür. Bu değer, labial 90° yöneliminin diğer açı ve yönelimlere kıyasla en hassas sonuçları ürettiğini göstermektedir. Bunu, $0,0642 \pm 0,0039$ RMS değeri ile labial 45° yönelimi takip etmektedir. Bu iki yönelim (labial 90° ve labial 45°), istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde diğer yönelimlerden daha düşük RMS değerlerine sahiptir ($p = 0,001$).

Diğer yönelimler arasında, bukkal 45° ($0,0737 \pm 0,0038$) ve posterior 45° ($0,0793 \pm 0,0104$) yönelimleri ortalama düzeyde RMS değerleri sergilemiştir. Bu yönelimler, labial yönelimlere kıyasla daha yüksek RMS değerlerine sahip olmakla birlikte, posterior 90° ($0,0983 \pm 0,0043$), 0° ($0,0992 \pm 0,0054$) ve bukkal 90° ($0,1318 \pm 0,0182$) yönelimlerine göre daha düşük RMS değerlerine sahiptir. En yüksek RMS değeri ise $0,1318 \pm 0,0182$ ile bukkal 90° yönelimi için ölçülmüştür. Bu sonuç, bukkal 90° yöneliminin diğer yönelimlere kıyasla geometrik olarak en tutarsız sonuçları ürettiğini göstermektedir.

Post - hoc (çoklu karşılaştırma) analiz sonuçlarına göre, labial 90° (A) ve labial 45° (B) yönelimleri, posterior 45° (D), posterior 90° (E), 0° (F) ve bukkal 90° (G) yönelimlerinden anlamlı derecede daha düşük RMS değerlerine sahiptir (A, B < D, E, F, G). Benzer şekilde, bukkal 45° (C) ve posterior 45° (D) yönelimleri, posterior 90° (E), 0° (F) ve bukkal 90° (G) yönelimlerinden daha düşük RMS değerleri sergilemiştir (C, D < E, F, G). Ayrıca, posterior 90° (E) ve 0° (F) yönelimleri, bukkal 90° (G) yöneliminden anlamlı derecede daha düşük RMS değerlerine sahiptir (E, F < G).

Bu bulgular, DLP teknolojisi ile üretilen protez kaide materyallerinin hassasiyetinin, açı ve yönelim faktörlerine bağlı olarak önemli ölçüde değiştiğini

göstermektedir. Labial yönelimler (özellikle 90°), en düşük RMS değerleri ile en hassas sonuçları sağlarken, bukkal 90° yönelimi en yüksek RMS değeri ile geometrik olarak en tutarsız sonuçları üretmiştir. Bu sonuçlar, protez kaidelerinin üretiminde yönelim ve açı seçiminin hassasiyet üzerinde kritik bir rol oynadığını ortaya koymaktadır.

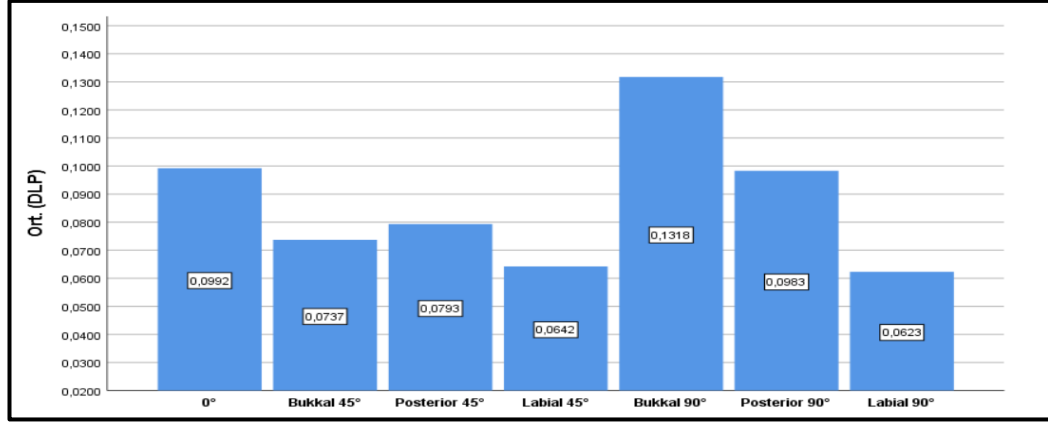
Sonuç olarak, DLP teknolojisi kullanılarak üretilen protez kaide materyallerinde, labial yönelimlerin (özellikle 90°) diğer yönelimlere kıyasla daha yüksek hassasiyet sağladığı belirlenmiştir. Bu bulgular, klinik uygulamalarda protez tasarımı ve üretimi sırasında yönelim ve açı faktörlerinin dikkate alınması gerektiğini vurgulamaktadır.

Tablo 4.2. DLP Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

Açı ve yönelim	RMS Değeri		F	p	Fark
	Ort.	S.S.			
Labial 90°	0,0623 ^A	0,0064			
Labial 45°	0,0642 ^B	0,0039			A,B<D,E,F,G
Bukkal 45°	0,0737 ^C	0,0038			C,D<E,F,G
Posterior 45°	0,0793 ^D	0,0104	38,057	0,001**	E,F<G
Posterior 90°	0,0983 ^E	0,0043			
0°	0,0992 ^F	0,0054			
Bukkal 90°	0,1318 ^G	0,0182			

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **:p<0,01, F: Tek yönlü Anova testi

DLP teknolojisi ile üretilen protez kaide materyallerinin RMS değerlerinin açı (0°, 45°, 90°) ve yönelimlerine (bukkal, posterior, labial) göre karşılaştırılmasına ilişkin grafik gösterim Grafik 4.2.'dedir.



Grafik 4.2. DLP Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

4.3. LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

LCD teknolojisi ile üretilen protez kaide materyallerinin açı (0°, 45°, 90°) ve yönelimlerine (bukkal, posterior, labial) göre karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Tablo 4.3.'de sunulmuştur. Tablo, her bir açı ve yönelim kombinasyonu için RMS değerlerinin ortalamalarını, standart sapmalarını, istatistiksel analiz sonuçlarını (F ve p değerleri) ve post - hoc testlerine göre hangi açı ve yönelimler arasında anlamlı fark olduğuna ilişkin sonuçları içermektedir.

RMS değerleri incelendiğinde, en düşük ortalama RMS değeri $0,1343 \pm 0,0242$ ile labial 45° yönelimi için ölçülmüştür. Bu değer, labial 45° yöneliminin diğer açı ve yönelimlere kıyasla en hassas sonuçları ürettiğini göstermektedir. Bunu, $0,1358 \pm 0,0091$ RMS değeri ile posterior 45° yönelimi takip etmektedir. Bu iki yönelim (labial 45° ve posterior 45°), istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde diğer yönelimlerden daha düşük RMS değerlerine sahiptir ($p = 0,001$).

Diğer yönelimler arasında, 0° ($0,1411 \pm 0,0145$) ve bukkal 45° ($0,1571 \pm 0,0089$) yönelimleri ortalama düzeyde RMS değerleri sergilemiştir. Bu yönelimler, labial 45° ve posterior 45° yönelimlerine kıyasla daha yüksek RMS değerlerine sahip olmakla birlikte, labial 90° ($0,1702 \pm 0,0112$), posterior 90° ($0,212 \pm 0,0136$) ve bukkal 90° ($0,2328 \pm 0,0061$) yönelimlerine göre daha düşük RMS değerlerine sahiptir. En yüksek RMS değeri ise $0,2328 \pm 0,0061$ ile bukkal 90° yönelimi için ölçülmüştür. Bu

sonuç, bukkal 90° yöneliminin diğer yönelimlere kıyasla en düşük doğruluğa sahip sonuçları ürettiğini göstermektedir.

Post - hoc (çoklu karşılaştırma) analiz sonuçlarına göre, labial 45° (A) ve posterior 45° (B) yönelimleri, bukkal 45° (D), labial 90° (E), posterior 90° (F) ve bukkal 90° (G) yönelimlerinden anlamlı derecede daha düşük RMS değerlerine sahiptir (A, B < D, E, F, G). Benzer şekilde, 0° (C) yönelimi, labial 90° (E), posterior 90° (F) ve bukkal 90° (G) yönelimlerinden daha düşük RMS değerleri sergilemiştir (C < E, F, G). Ayrıca, bukkal 45° (D) yönelimi, posterior 90° (F) ve bukkal 90° (G) yönelimlerinden anlamlı derecede daha düşük RMS değerlerine sahiptir (D < F, G). Son olarak, posterior 90° (F) yönelimi, bukkal 90° (G) yöneliminden anlamlı derecede daha düşük RMS değerine sahiptir (F < G).

Bu bulgular, LDC teknolojisi ile üretilen protez kaide materyallerinin hassasiyetinin, açı ve yönelim faktörlerine bağlı olarak önemli ölçüde değiştiğini göstermektedir. Labial 45° ve posterior 45° yönelimleri, en düşük RMS değerleri ile en hassas sonuçları sağlarken, bukkal 90° yönelimi en yüksek RMS değeri ile en az hassas sonuçları üretmiştir. Bu sonuçlar, protez kaidelerinin üretiminde yönelim ve açı seçiminin hassasiyet üzerinde kritik bir rol oynadığını ortaya koymaktadır.

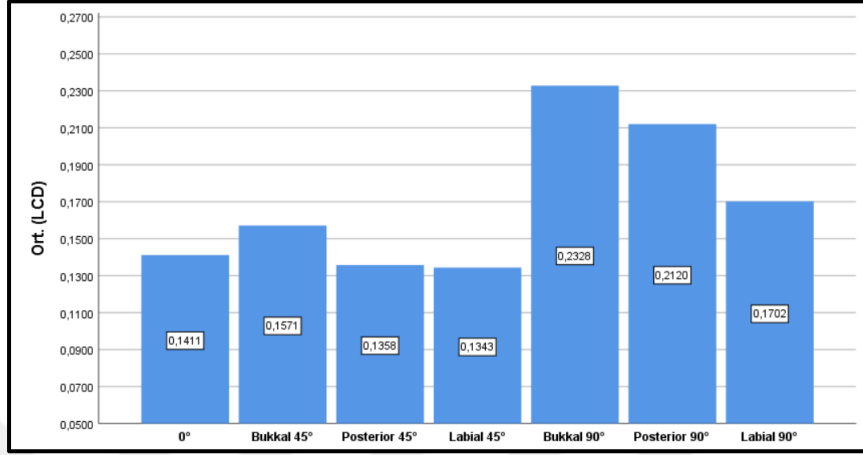
Sonuç olarak, LDC teknolojisi kullanılarak üretilen protez kaide materyallerinde, labial 45° ve posterior 45° yönelimlerinin diğer yönelimlere kıyasla daha yüksek hassasiyet sağladığı belirlenmiştir.

Tablo 4.3. LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

Açı ve yönelim	RMS Değeri		F	p	Fark
	Ort.	S.S.			
Labial 45°	0,1343 ^A	0,0242			
Posterior 45°	0,1358 ^B	0,0091			
0°	0,1411 ^C	0,0145			A,B<D,E,F,G
Bukkal 45°	0,1571 ^D	0,0089	40,802	0,001**	C<E,F,G
Labial 90°	0,1702 ^E	0,0112			D<F,G
Posterior 90°	0,212 ^F	0,0136			F<G
Bukkal 90°	0,2328 ^G	0,0061			

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **:p<0,01, F: Tek yönlü Anova testi

LCD teknolojisi ile üretilen protez kaide materyallerinin RMS değerlerinin açı (0°, 45°, 90°) ve yönelimlerine (bukkal, posterior, labial) göre karşılaştırılmasına ilişkin grafik gösterim Grafik 4.3.'dedir.



Grafik 4.3. LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

4.4. DLP ve LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

DLP ve LCD teknolojisi ile üretilen protez kaide materyallerinin açı (0°, 45°, 90°) ve yönelimlerine (bukkal, posterior, labial) göre karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Tablo 4.4.'de sunulmuştur. Elde edilen bulgular, her iki teknoloji arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğunu göstermektedir ($p < 0,01$).

0° açısında, DLP teknolojisi ile üretilen kaide materyallerin ortalama RMS değeri ($14,4 \pm 0,01$), LCD teknolojisi ile üretilen kaide materyallerin ortalama değerinden ($15,2 \pm 0,02$) anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($t = -6,056$, $p = 0,002$). Bu durum, DLP teknolojisinin bu açıda daha düşük bir deformasyon veya hata payı sergilediğini düşündürmektedir.

45° açısında, bukkal, posterior ve labial yönelimlerde DLP teknolojisi ile üretilen kaide materyallerin ortalama RMS değerleri sırasıyla $13,5 \pm 0,01$, $13,8 \pm 0,02$ ve $12,9 \pm 0,01$ olarak ölçülmüştür. Buna karşılık, LCD teknolojisi ile üretilen materyallerin ortalama RMS değerleri bu yönelimlerde sırasıyla $15,1 \pm 0,01$, $14,9 \pm$

0,02 ve $14,2 \pm 0,03$ olarak belirlenmiştir. Tüm yönelimlerde DLP teknolojisi, LCD teknolojisine kıyasla daha düşük ortalama RMS değerleri sergilemiş ve istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir ($t = -19,211$, $p = 0,001$; $t = -9,124$, $p = 0,001$; $t = -6,398$, $p = 0,003$). Bu sonuçlar, DLP teknolojisinin 45° açısında daha tutarlı ve düşük hata oranına sahip olduğunu göstermektedir.

90° açısında ise, bukkal, posterior ve labial yönelimlerde DLP teknolojisi ile üretilen kaide materyallerin ortalama RMS değerleri sırasıyla $14,8 \pm 0,03$, $14,2 \pm 0,01$ ve $13,1 \pm 0,01$ olarak ölçülmüştür. LCD teknolojisi ile üretilen materyallerin ortalama RMS değerleri ise bu yönelimlerde sırasıyla $16,5 \pm 0,01$, $16,1 \pm 0,02$ ve $15,3 \pm 0,02$ olarak belirlenmiştir. Tüm yönelimlerde DLP teknolojisi, LCD teknolojisine kıyasla daha düşük ortalama RMS değerleri sergilemiş ve istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ($t = -11,750$, $p = 0,001$; $t = -17,826$, $p = 0,001$; $t = -18,707$, $p = 0,001$). Bu bulgular, DLP teknolojisinin 90° açısında da daha yüksek bir hassasiyet ve düşük hata oranı sağladığını ortaya koymaktadır.

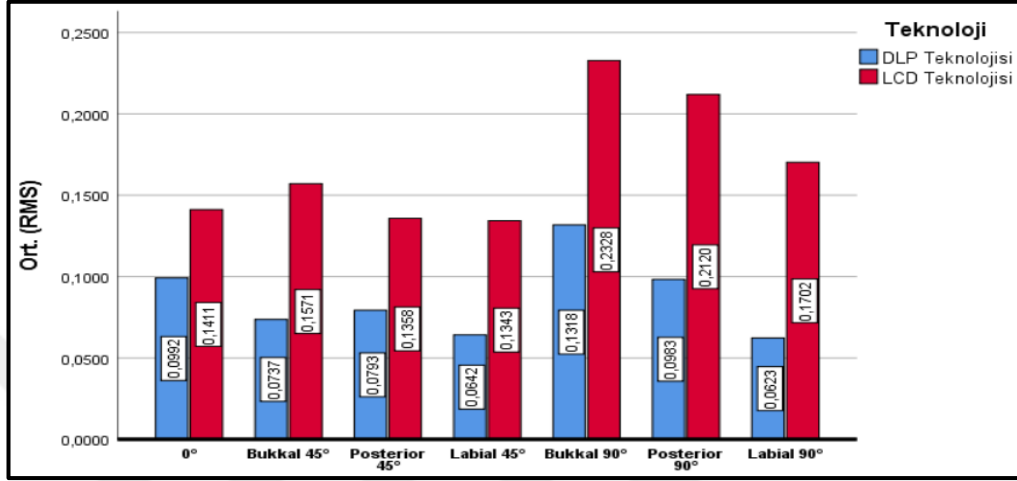
Sonuç olarak, DLP teknolojisi ile üretilen protez kaide materyalleri, LCD teknolojisine kıyasla tüm açı ve yönelimlerde daha düşük ortalama RMS değerleri ve daha yüksek tutarlılık sergilemiştir. Bu durum, DLP teknolojisinin protez kaidelerinin üretiminde daha güvenilir ve hassas bir seçenek olduğunu göstermektedir.

Tablo 4.4. DLP ve LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açığı (0° , 45° , 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

Açı ve Yönelim	Teknoloji				t	p
	DLP Teknolojisi		LCD Teknolojisi			
	Ort.	S.S.	Ort.	S.S.		
0°	0,0992	0,0054	0,1411	0,0145	-6,056	0,002**
Bukkal 45°	0,0737	0,0038	0,1571	0,0089	-19,211	0,001**
Posterior 45°	0,0793	0,0104	0,1358	0,0091	-9,124	0,001**
Labial 45°	0,0642	0,0039	0,1343	0,0242	-6,398	0,003**
Bukkal 90°	0,1318	0,0182	0,2328	0,0061	-11,750	0,001**
Posterior 90°	0,0983	0,0043	0,212	0,0136	-17,826	0,001**
Labial 90°	0,0623	0,0064	0,1702	0,0112	-18,707	0,001**

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **: $p < 0,01$, t: Bağımsız örneklem t-testi

DLP ve LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez kaide materyallerinin RMS değerlerinin açı (0°, 45°, 90°) ve yönelimlerine (bukkal, posterior, labial) göre karşılaştırılmasına ilişkin grafik gösterim Grafik 4.4' dendir.



Grafik 4.4. DLP ve LCD Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açısı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

4.5. DLP ve Kazıma Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açısı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

DLP ve kazıma teknolojisi ile üretilen protez kaide materyallerinin farklı açılar (0°, 45°, 90°) ve yönelimler (bukkal, posterior, labial) doğrultusunda karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Tablo 4. 5'de sunulmuştur. Elde edilen bulgular, her iki üretim yöntemi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğunu göstermektedir ($p < 0,05$).

0° açısında, DLP teknolojisi ile üretilen materyallerin ortalama RMS değeri ($0,0992 \pm 0,0054$), kazıma yöntemi ile üretilen materyallerin ortalama değerine kıyasla ($0,0489 \pm 0,0061$) anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($t = 7,870$, $p = 0,001$). Bu durum, kazıma yöntemi ile üretilen materyallerin bu açıda daha düşük hata payına ve dolayısıyla daha yüksek hassasiyete sahip olduğunu göstermektedir.

45° açısında, bukkal, posterior ve labial yönelimlerde DLP teknolojisi ile üretilen materyallerin ortalama RMS değerleri sırasıyla $0,0737 \pm 0,0038$, $0,0793 \pm$

0,0104 ve $0,0642 \pm 0,0039$ olarak ölçülmüştür. Buna karşılık, kazıma yöntemiyle üretilen materyallerin ortalama RMS değerleri $0,0489 \pm 0,0061$ olarak belirlenmiştir. Tüm yönelimlerde DLP teknolojisi, kazıma yöntemine kıyasla daha yüksek RMS değerleri sergilemiş ve bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($t = 7,707$, $p = 0,001$; $t = 5,617$, $p = 0,001$; $t = 4,723$, $p = 0,001$). Bu sonuçlar, kazıma yönteminin 45° açısında daha tutarlı ve düşük hata oranına sahip olduğunu göstermektedir.

90° açısında ise, bukkal, posterior ve labial yönelimlerde DLP teknolojisi ile üretilen materyallerin ortalama RMS değerleri sırasıyla $0,1318 \pm 0,0182$, $0,0983 \pm 0,0043$ ve $0,0623 \pm 0,0064$ olarak ölçülmüştür. Kazıma yöntemi ile üretilen materyallerin ortalama değerleri ise $0,0489 \pm 0,0061$ olarak belirlenmiştir. Tüm yönelimlerde DLP teknolojisi, kazıma yöntemine kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek RMS değerleri sergilemiştir ($t = 9,633$, $p = 0,001$; $t = 14,824$, $p = 0,001$; $t = 3,391$, $p = 0,011$). Bu bulgular, kazıma yönteminin 90° açısında da daha yüksek hassasiyet sağladığını ortaya koymaktadır.

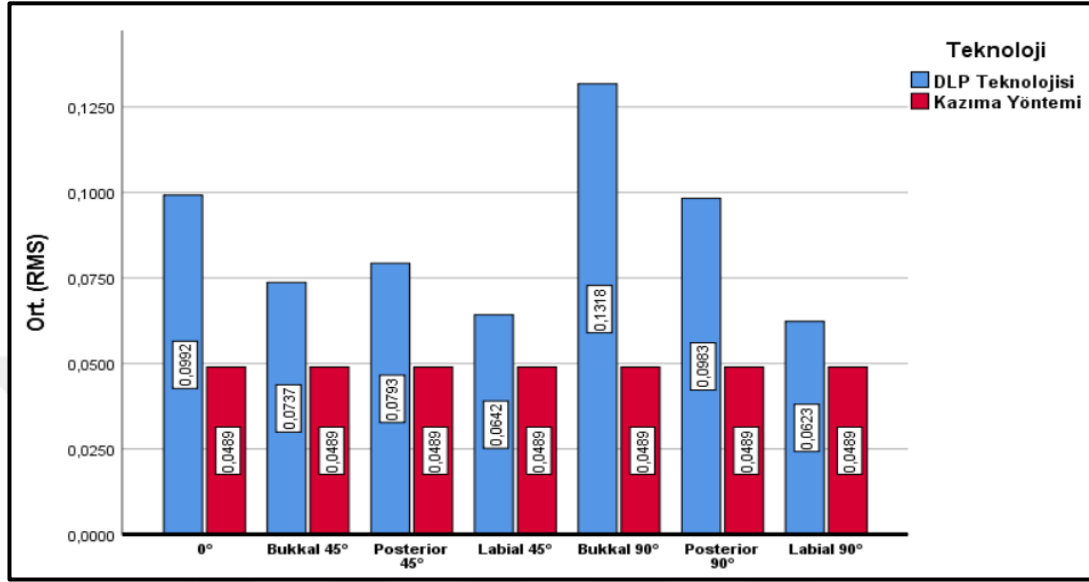
Sonuç olarak, kazıma yöntemi ile üretilen protez kaide materyalleri, DLP teknolojisine kıyasla daha düşük RMS değerleri sergilemiş ve daha yüksek hassasiyet sunmuştur.

Tablo 4.5. DLP ve Kazıma Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açısı (0° , 45° , 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

Açı ve Yönelim	Teknoloji				t	p
	DLP Teknolojisi		Kazıma Yöntemi			
	Ort.	S.S.	Ort.	S.S.		
0°	0,0992	0,0054	0,0489	0,0061	7,870	0,001**
Bukkal 45°	0,0737	0,0038	0,0489	0,0061	7,707	0,001**
Posterior 45°	0,0793	0,0104	0,0489	0,0061	5,617	0,001**
Labial 45°	0,0642	0,0039	0,0489	0,0061	4,723	0,001**
Bukkal 90°	0,1318	0,0182	0,0489	0,0061	9,633	0,001**
Posterior 90°	0,0983	0,0043	0,0489	0,0061	14,824	0,001**
Labial 90°	0,0623	0,0064	0,0489	0,0061	3,391	0,011*

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **: $p < 0,01$, t: Bağımsız örneklem t-testi

DLP ve kazıma yöntemi ile üretilen protez kaide materyallerinin RMS değerlerinin açı (0°, 45°, 90°) ve yönelimlerine (bukkal, posterior, labial) göre karşılaştırılmasına ilişkin grafik gösterim Grafik 4.5.'dedir.



Grafik 4.5. DLP ve Kazıma Yöntemi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açısı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

4.6. LCD ve Kazıma Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Açısı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

LCD ve kazıma teknolojisi ile üretilen protez kaide materyallerinin farklı açılar (0°, 45°, 90°) ve yönelimler (bukkal, posterior, labial) doğrultusunda karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Tablo 4.6.'da sunulmuştur. Elde edilen bulgular, her iki üretim yöntemi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğunu göstermektedir ($p < 0,05$).

0° açısında, LCD teknolojisi ile üretilen materyallerin ortalama RMS değeri ($0,1411 \pm 0,0145$), kazıma yöntemi ile üretilen materyallerin ortalama değerine kıyasla ($0,0489 \pm 0,0061$) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($t = 13,091$, $p = 0,001$). Bu durum, kazıma yöntemi ile üretilen materyallerin bu açıda daha düşük hata payına ve daha yüksek hassasiyete sahip olduğunu göstermektedir.

45° açısında, bukkal, posterior ve labial yönelimlerde LCD teknolojisi ile üretilen materyallerin ortalama RMS değerleri sırasıyla $0,1571 \pm 0,0089$, $0,1358 \pm 0,0091$ ve $0,1343 \pm 0,0242$ olarak ölçülmüştür. Buna karşılık, kazıma yöntemiyle üretilen materyallerin ortalama değerleri $0,0489 \pm 0,0061$ olarak belirlenmiştir. Tüm yönelimlerde LCD teknolojisi, kazıma yöntemine kıyasla daha yüksek RMS değerleri sergilemiş ve bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($t = 22,366$, $p = 0,001$; $t = 17,774$, $p = 0,001$; $t = 7,654$, $p = 0,001$). Bu sonuçlar, kazıma yönteminin 45° açısında daha tutarlı ve düşük hata oranına sahip olduğunu göstermektedir.

90° açısında ise, bukkal, posterior ve labial yönelimlerde LCD teknolojisi ile üretilen materyallerin ortalama RMS değerleri sırasıyla $0,2328 \pm 0,0061$, $0,2120 \pm 0,0136$ ve $0,1702 \pm 0,0112$ olarak ölçülmüştür. Kazıma yöntemi ile üretilen materyallerin ortalama değerleri ise $0,0489 \pm 0,0061$ olarak belirlenmiştir. Tüm yönelimlerde LCD teknolojisi, kazıma yöntemine kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek RMS değerleri sergilemiştir ($t = 47,764$, $p = 0,001$; $t = 24,465$, $p = 0,001$; $t = 21,244$, $p = 0,001$). Bu bulgular, kazıma yönteminin 90° açısında da daha yüksek hassasiyet sağladığını ortaya koymaktadır.

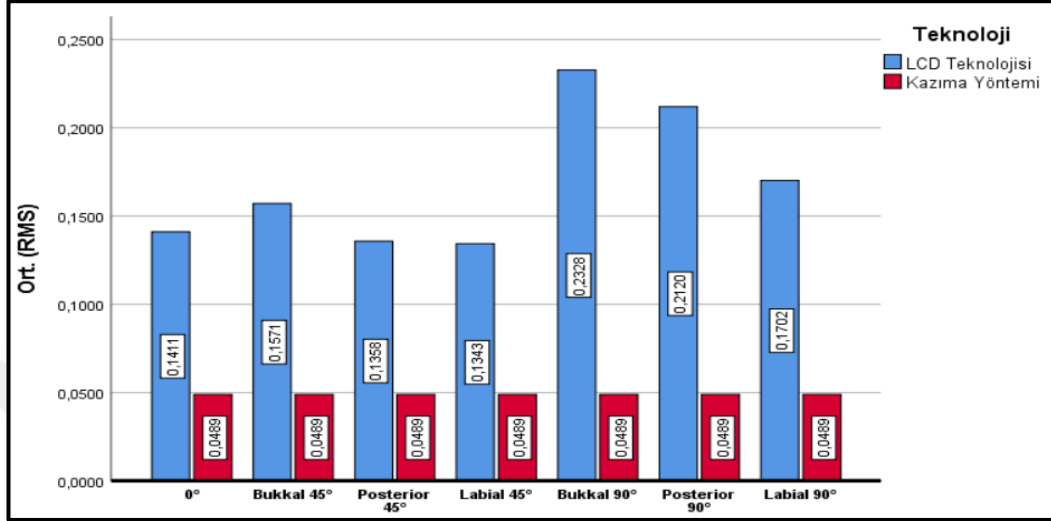
Sonuç olarak, kazıma yöntemi ile üretilen protez kaide materyalleri, LCD teknolojisi ile üretilen kaide materyallerinin tüm açı ve yönelimlerine kıyasla daha düşük RMS değerleri sergilemiş ve daha yüksek hassasiyet sunmuştur.

Tablo 4.6. LCD ve Kazıma Teknolojisi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açığı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

Açı ve Yönelim	Teknoloji				t	p
	LCD Teknolojisi		Kazıma Yöntemi			
	Ort.	S.S.	Ort.	S.S.		
0°	0,1411	0,0145	0,0489	0,0061	13,091	0,001**
Bukkal 45°	0,1571	0,0089	0,0489	0,0061	22,366	0,001**
Posterior 45°	0,1358	0,0091	0,0489	0,0061	17,774	0,001**
Labial 45°	0,1343	0,0242	0,0489	0,0061	7,654	0,001**
Bukkal 90°	0,2328	0,0061	0,0489	0,0061	47,764	0,001**
Posterior 90°	0,2120	0,0136	0,0489	0,0061	24,465	0,001**
Labial 90°	0,1702	0,0112	0,0489	0,0061	21,244	0,001*

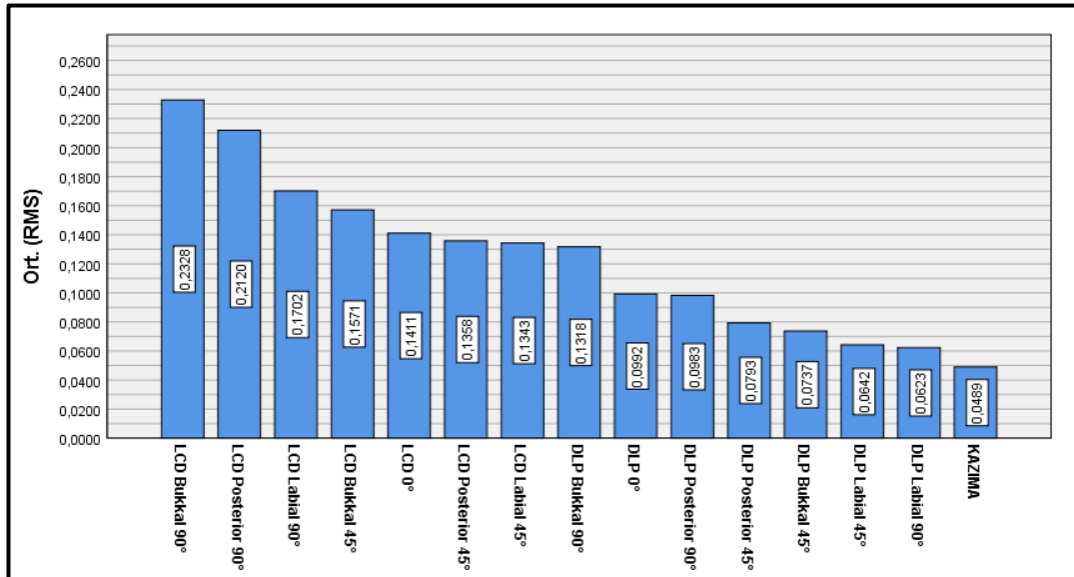
Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **:p<0,01, t: Bağımsız örneklem t-testi

LCD ve kazıma yöntemi ile üretilen protez kaide materyallerinin açı (0°, 45°, 90°) ve yönelimlerine (bukkal, posterior, labial) göre karşılaştırılmasına ilişkin grafik gösterim Grafik 4.6'dadır.



Grafik 4.6. LCD ve Kazıma Yöntemi ile Üretilen Protez Kaide Materyallerinin RMS Değerlerinin Açılı (0°, 45°, 90°) ve Yönelimlerine (Bukkal, Posterior, Labial) Göre Karşılaştırılması

Üretilen Protez kaide materyallerin RMS değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin grafik gösterim Grafik 4.7.'de sunulmuştur.



Grafik 4.7. Üretilen Protez Kaide Materyallerin RMS Değerlerinin Karşılaştırılması

4.7. Üretim Teknolojilerinin Kaide Ağırlıkları Bakımından Karşılaştırılması

Üretim teknolojilerinin kaide ağırlıkları bakımından karşılaştırılmasına ilişkin tek yönlü Anova testi sonuçları Tablo 4.7.'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları gruplar arasındaki ortalama kaide ağırlığı farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir ($F = 2650,912$, $p < 0,001$).

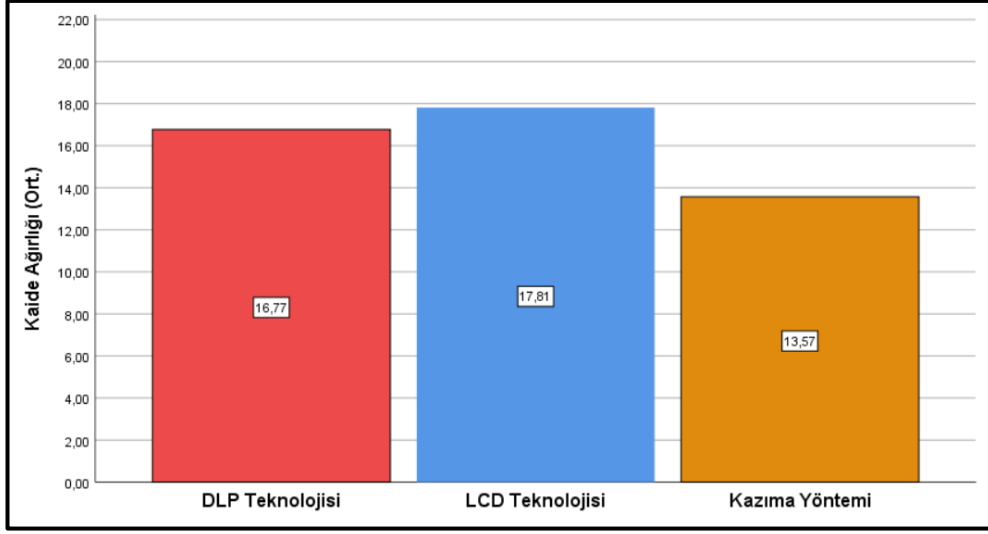
Farklılıkların hangi gruplar arasında olduğunu tespit etmek için çoklu karşılaştırma (post - hoc) testleri yapılmıştır. Buna göre, LCD teknolojisi grubunun ortalama kaide ağırlığı ($17,81 \pm 0,42$ gr), DLP teknolojisi grubundan ($16,77 \pm 0,12$ gr) ve kazıma yöntemi grubundan ($13,57 \pm 0,03$ gr) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Ayrıca, DLP teknolojisi grubunun ortalama kaide ağırlığı da kazıma yöntemi grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek çıkmıştır. Bu sonuçlar, üretim teknolojilerinin kaide ağırlıkları üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu ve LCD teknolojisinin bu bağlamda diğer yöntemlere kıyasla daha yüksek ağırlık değerleri ürettiğini göstermektedir.

Tablo 4.7. Üretim Teknolojilerinin Kaide Ağırlıkları Bakımından Karşılaştırılması

Üretim Teknolojisi	Kaide Ağırlığı (gr.)		F	p	Fark
	Ort.	S.S.			
DLP Teknolojisi ^A	16,77	0,12			
LCD Teknolojisi ^B	17,81	0,42	2650,912	0,001**	B>A>C
Kazıma Yöntemi ^C	13,57	0,03			

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **: $p < 0,01$, F: Tek yönlü Anova testi

Üretim teknolojilerinin kaide ağırlıkları bakımından karşılaştırılmasına yönelik grafik gösterim Grafik 4. 8.'de gösterilmiştir.



Grafik 4.8. Üretim Teknolojilerinin Kaide Ağırlıkları Bakımından Karşılaştırılmasına

4.8. Kaide Ağırlıklarının Üretim Teknolojilerinin Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açık ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması

Kaide ağırlıklarının üretim teknolojilerinin kendi içinde açık ve yönelimlerine göre karşılaştırılmasına yönelik tek yönlü Anova testi sonuçları Tablo 4.8.'de gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre hem DLP teknolojisi hem de LCD teknolojisi için farklı açık ve yönelimlerin kaide ağırlıkları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkiler yarattığını göstermektedir ($p < 0,05$).

DLP Teknolojisi için yapılan analizde, gruplar arasındaki ortalama kaide ağırlığı farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur ($F = 2,682$, $p = 0,035$). Post-hoc analizleri, Posterior 45° grubunun ortalama kaide ağırlığının ($16,88 \pm 0,09$ gr), Posterior 90° ($16,70 \pm 0,07$ gr) ve Bukkal 45° ($16,66 \pm 0,09$ gr) gruplarından anlamlı derecede yüksek olduğunu göstermiştir. Ayrıca, Labial 45° grubunun ortalama kaide ağırlığı ($16,85 \pm 0,04$ gr) da Bukkal 45° grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek çıkmıştır.

LCD teknolojisi için yapılan analizde ise, gruplar arasındaki ortalama kaide ağırlığı farklılıklarının daha belirgin ve istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($F = 17,614$, $p < 0,001$). Post-hoc analizleri, Bukkal 90° grubunun ortalama kaide ağırlığının ($18,32 \pm 0,05$ gr), 0° ($17,14 \pm 0,15$ gr), Bukkal 45° ($17,97 \pm 0,23$ gr), Posterior 45° ($17,56 \pm 0,12$ gr), Labial 45° ($17,70 \pm 0,17$ gr) ve Posterior 90° ($17,80 \pm$

0,19gr) gruplarından anlamlı derecede yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca, Labial 90° grubunun ortalama kaide ağırlığı (18,20 ± 0,40gr), Posterior 90° (17,80 ± 0,19gr), Labial 45° (17,70 ± 0,17gr), Posterior 45° (17,56 ± 0,12gr) ve 0° (17,14 ± 0,15gr) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte, Bukkal 45° grubunun ortalama kaide ağırlığı (17,97 ± 0,23gr) da Posterior 45° (17,56 ± 0,12gr) ve 0° (17,14 ± 0,15gr) gruplarından anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.

DLP teknolojisinde en düşük kaide ağırlığı Bukkal 45° (16,66gr) ölçülürken, en yüksek kaide ağırlığı Posterior 45° (16,88gr) olarak belirlenmiştir. LCD teknolojisinde ise en düşük kaide ağırlığı 0° (17,14gr), en yüksek kaide ağırlığı ise Bukkal 90° (18,32gr) olarak tespit edilmiştir. Genel olarak değerlendirildiğinde, en düşük kaide ağırlığı DLP Bukkal 45° (16,66gr), en yüksek kaide ağırlığı ise LCD Bukkal 90° (18,32gr) ölçülmüştür. Bu bulgular, LCD teknolojisinin DLP'ye kıyasla daha yüksek kaide ağırlıkları ürettiğini göstermektedir.

Kaide ağırlıklarının üretim teknolojilerinin birbirleri arasında açı ve yönelimlerine göre karşılaştırılmasına yönelik bağımsız örneklem t-testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu anlaşılmaktadır (Tablo 8). Yapılan analizler, tüm açılarda ve yönelimlerde LCD teknolojisi ile üretilen kaidelerin, DLP teknolojisine kıyasla anlamlı derecede daha yüksek ağırlığa sahip olduğunu ortaya koymuştur ($p < 0,01$).

Spesifik olarak, Bukkal 90° konumunda ($t = -26,841$, $p = 0,001$) en büyük fark gözlenmiş olup, LCD grubundaki kaide ağırlıkları (18,32 ± 0,05gr), DLP grubundakilerden (16,78 ± 0,12gr) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde, Bukkal 45° ($t = -11,724$, $p = 0,001$), Posterior 45° ($t = -10,339$, $p = 0,001$) ve Labial 45° ($t = -10,759$, $p = 0,001$) konumlarında da LCD grubunun ağırlıkları, DLP grubuna göre anlamlı ölçüde fazladır.

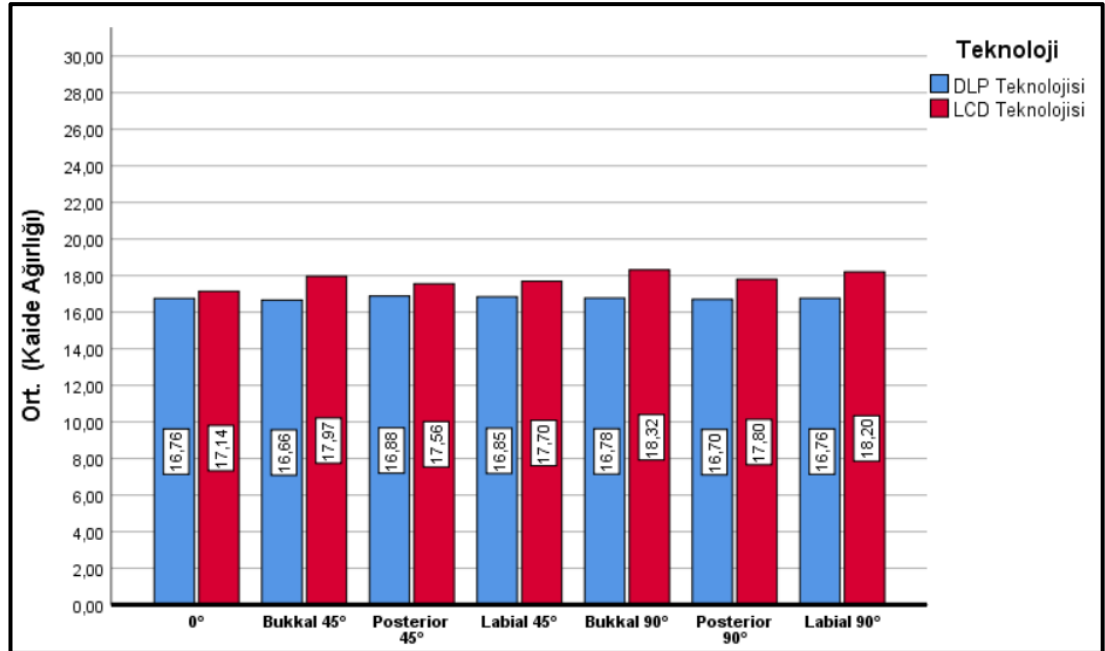
Genel olarak, DLP teknolojisi ile üretilen kaideler daha düşük ağırlıklara sahipken, LCD teknolojisi daha yüksek ağırlık değerleri üretmektedir. Bu bulgular, üretim teknolojisinin kaide ağırlıkları üzerindeki önemli etkisini vurgulamakta ve LCD ile üretilen kaidelerin, kullanılan üretim yöntemine bağlı olarak daha ağır olduğunu göstermektedir.

Tablo 4.8. Kaide Ağırlıklarının Üretim Teknolojilerinin Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açık ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması

Açık ve yönelim	Teknoloji				T	p
	DLP Teknolojisi		LCD Teknolojisi			
	Ort.	S.S.	Ort.	S.S.		
0° ^A	16,76	0,19	17,14	0,15	-3,505	0,008**
Bukkal 45° ^B	16,66	0,09	17,97	0,23	-11,724	0,001**
Posterior 45° ^C	16,88	0,09	17,56	0,12	-10,339	0,001**
Labial 45° ^D	16,85	0,04	17,7	0,17	-10,759	0,001**
Bukkal 90° ^E	16,78	0,12	18,32	0,05	-26,841	0,001**
Posterior 90° ^F	16,7	0,07	17,8	0,19	-11,936	0,001**
Labial 90° ^G	16,76	0,03	18,2	0,4	-8,110	0,001**
F	2,682		17,614			
p	0,035*		0,001**			
Fark	C>F,B D>B		E>A,B,C,D,F G>F,D,C,A B>C,A F,D,C>A			

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **:p<0,01, F: Tek yönlü Anova testi, p: Bağımsız örneklem t-testi

Kaide ağırlıklarının üretim teknolojilerinin kendi içinde ve birbirleri arasında açık ve yönelimlerine göre karşılaştırılmasına ilişkin grafik gösterim Grafik4. 9.'dadır.



Grafik 4.9. Kaide Ağırlıklarının Üretim Teknolojilerinin Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açık ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması

4.9. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktar Bakımından Karşılaştırılması

Üretim teknolojilerinin artık miktar bakımından karşılaştırılmasına ilişkin tek yönlü Anova testi sonuçları Tablo 4.9.'da gösterilmiştir. Analiz sonuçları, üretim teknolojileri arasında artık miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğunu göstermektedir ($F = 26.867,600$, $p < 0,001$).

Farklılıkların hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek amacıyla yapılan çoklu karşılaştırma (post - hoc testleri) testleri sonucuna göre; kazıma yöntemi grubunun ortalama artık miktarının ($174,71 \pm 0,03$ gr) hem LCD teknolojisi grubundan ($15,62 \pm 3,97$ gr) hem de DLP teknolojisi grubundan ($9,20 \pm 4,31$ gr) anlamlı derecede yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca, LCD teknolojisi grubunun ortalama artık miktarı da DLP teknolojisi grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek çıkmıştır ($C > B > A$).

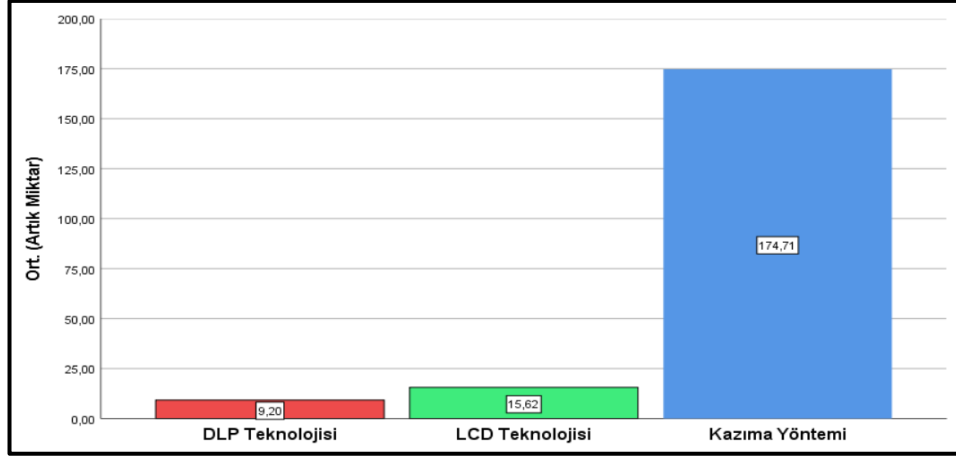
Bu sonuçlar, üretim teknolojilerinin artık malzeme miktarı üzerinde önemli bir etkisi olduğunu ve kazıma yönteminin diğer yöntemlere kıyasla çok daha fazla artık malzeme miktarı ürettiğini göstermektedir.

Tablo 4.9. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktar Bakımından Karşılaştırılması

Üretim Teknolojisi	Artık Miktar (gr.)		F	p	Fark
	Ort.	S.S.			
DLP Teknolojisi ^A	9,20	4,31			
LCD Teknolojisi ^B	15,62	3,97	26867,600	0,001**	C>B>A
Kazıma Yöntemi ^C	174,71	0,03			

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **:p<0,01, F: Tek yönlü Anova testi

Üretim teknolojilerinin artık miktar bakımından karşılaştırılmasına yönelik grafik gösterim Grafik 4.10.'da sunulmuştur.



Grafik 4.10. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktar Bakımından Karşılaştırılması

4.10. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktarının Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açı ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması

Üretim teknolojilerinin artık miktarının kendi içinde açı ve yönelimlerine göre karşılaştırılmasına yönelik tek yönlü Anova testi sonuçları Tablo 4.10.'da gösterilmiştir. Analiz sonuçları hem DLP teknolojisi hem de LCD teknolojisi için farklı açı ve yönelimlerin artık malzeme miktarı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkiler yarattığını göstermektedir ($P < 0,05$).

DLP teknolojisi için yapılan analizde, gruplar arasındaki ortalama artık malzeme miktarı farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur ($F = 10001,16$, $p < 0,001$). Post-hoc analizleri, artık miktarının açı ve yönelimlere göre belirgin bir şekilde değiştiğini ortaya koymuştur. Buna göre, 0° yöneliminin ortalama artık miktarı ($15,44 \pm 0,19\text{gr}$), diğer tüm yönelimlerden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bunu sırasıyla Bukkal 45° ($13,44 \pm 0,09\text{gr}$), Labial 45° ($11,50 \pm 0,04\text{gr}$), Posterior 45° ($10,22 \pm 0,09\text{gr}$), Bukkal 90° ($4,70 \pm 0,12\text{gr}$), Posterior 90° ($4,50 \pm 0,07\text{gr}$) ve Labial 90° ($4,62 \pm 0,03\text{gr}$) yönelimleri takip etmiştir. Bu sıralama, DLP teknolojisinde artık miktarının açı arttıkça azaldığını göstermektedir.

LCD teknolojisi için yapılan analizde ise, gruplar arasındaki ortalama artık miktarı farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($F = 1954$, $p < 0,001$). Post-hoc analizleri, Bukkal 45° yöneliminin ortalama artık miktarının ($21,27 \pm 0,23\text{gr}$), diğer tüm yönelimlerden anlamlı derecede yüksek olduğunu göstermiştir. Bunu sırasıyla 0° ($20,28 \pm 0,15\text{gr}$), Labial 45° ($17,94 \pm 0,17\text{gr}$), Posterior 45° ($14,30$

$\pm 0,12\text{gr}$), Posterior 90° ($13,32 \pm 0,19\text{gr}$), Bukkal 90° ($11,44 \pm 0,05\text{gr}$) ve Labial 90° ($10,81 \pm 0,40\text{gr}$) yönelimleri takip etmiştir. Bu sonuçlar, LCD teknolojisinde de artık malzeme miktarının açı ve yönelimlere bağlı olarak önemli ölçüde değiştiğini ortaya koymaktadır.

Sonuçlar genel olarak değerlendirildiğinde, DLP teknolojisinde, artık miktarı 0° yöneliminde en yüksek, Posterior 90° yöneliminde ise en düşük seviyede bulunmuştur. Bu durum, DLP teknolojisinde daha düşük açıların daha fazla artık miktarına neden olduğunu göstermektedir. LCD teknolojisinde ise, artık miktarı Bukkal 45° yöneliminde en yüksek, Labial 90° yöneliminde ise en düşük seviyede tespit edilmiştir.

Bağımsız örneklem t-testi sonuçları, üretim teknolojileri arasında artık miktarlarının açı ve yönelimlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdiğini ortaya koymaktadır ($p < 0,001$, Tablo 8). Yapılan analizler, tüm açılarda ve yönelimlerde LCD teknolojisi ile üretilen artık miktarlarının, DLP teknolojisine kıyasla anlamlı derecede daha yüksek olduğunu göstermektedir.

En büyük fark Bukkal 90° konumunda gözlenmiş olup, LCD teknolojisi grubundaki artık malzeme miktarı ($11,44 \pm 0,05\text{ gr}$), DLP grubuna ($4,70 \pm 0,12\text{ gr}$) kıyasla önemli ölçüde yüksek bulunmuştur ($t = -117,471$, $p = 0,001$). Benzer şekilde, Posterior 90° ($t = -95,510$, $p = 0,001$), Labial 45° ($t = -81,512$, $p = 0,001$) ve Posterior 45° ($t = -62,250$, $p = 0,001$) konumlarında da LCD grubunun artık malzeme miktarları, DLP grubuna kıyasla anlamlı derecede fazladır.

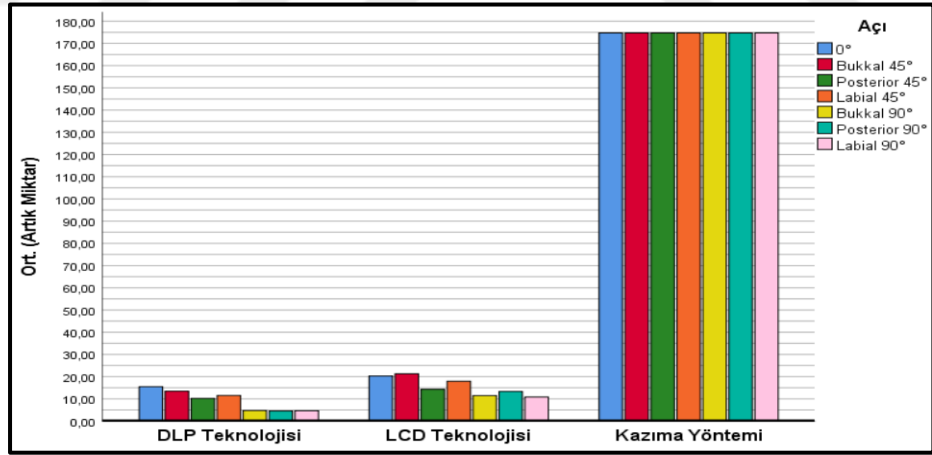
Bu sonuçlar, üretim teknolojisinin artık malzeme miktarı üzerindeki belirleyici etkisini vurgulamaktadır. DLP teknolojisi, daha düşük artık miktarları üretirken, LCD teknolojisi daha yüksek artık miktarları ile öne çıkmaktadır.

Tablo 4.10. Üretim Teknolojilerinin Artık Malzeme Miktarının Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açılı ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması

Açılı ve yönelim	Teknoloji				t	p
	DLP Teknolojisi		LCD Teknolojisi			
	Ort.	S.S.	Ort.	S.S.		
0° ^A	15,44	0,19	20,28	0,15	-44,135	0,001**
Bukkal 45° ^B	13,44	0,09	21,27	0,23	-70,581	0,001**
Posterior 45° ^C	10,22	0,09	14,30	0,12	-62,250	0,001**
Labial 45° ^D	11,50	0,04	17,94	0,17	-81,512	0,001**
Bukkal 90° ^E	4,70	0,12	11,44	0,05	117,471	0,001**
Posterior 90° ^F	4,50	0,07	13,32	0,19	-95,510	0,001**
Labial 90° ^G	4,62	0,03	10,81	0,40	-34,684	0,001**
F	10001,16		1954			
p	0,001**		0,001**			
Fark	A>B>D>C>E,F,G		B>A>D>C>F>E>G			

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **:p<0,01, F: Tek yönlü Anova testi, t: Bağımsız örneklem t-testi

Üretim teknolojilerinin artık miktarının kendi içinde ve birbirleri arasında açılı ve yönelimlerine göre karşılaştırılmasına ilişkin grafik gösterim Grafik 4.11.'de sunulmuştur.



Grafik 4.11. Üretim Teknolojilerinin Artık Miktarının Kendi İçinde ve Birbirleri Arasında Açılı ve Yönelimlerine Göre Karşılaştırılması

4.11. Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Üretim Süresi Bakımından Karşılaştırılması

Üretilen protez kaide materyallerinin üretim süresi bakımından karşılaştırılmasına ilişkin tek yönlü Anova testi sonuçları Tablo 4.11.'de gösterilmiştir.

Analiz sonuçları, gruplar arasındaki ortalama üretim süresi farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir (F=59,637, p < 0,001).

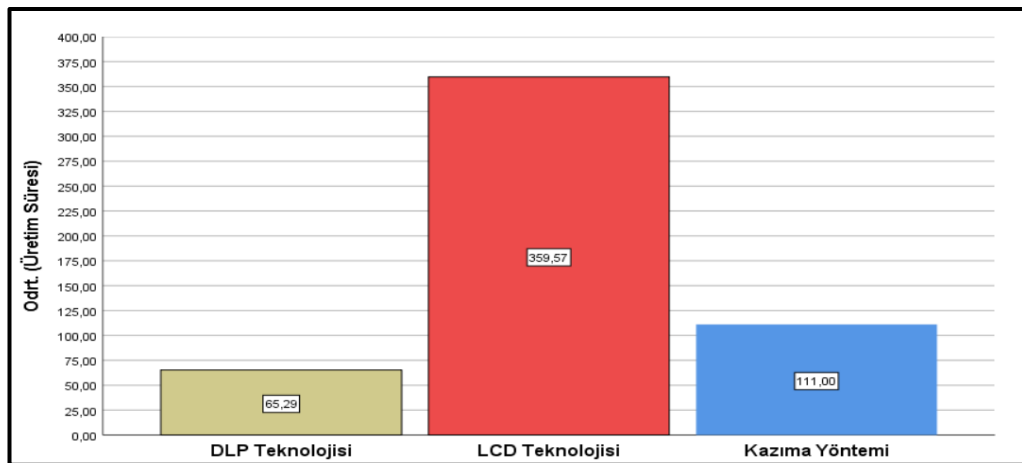
Farklılıkların hangi gruplar arasında olduğunu tespit etmek için çoklu karşılaştırma (post - hoc) testleri yapılmıştır. Buna göre, LCD teknolojisi ortalama üretim süresi (359,57 ± 92,41dk.), DLP teknolojisinden (65,29 ± 17,09dk.) ve kazıma yönteminden (111,00 ± 0,00dk.) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Ayrıca, kazıma yönteminin ortalama üretim süresi de DLP teknolojisinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek çıkmıştır. Bu sonuçlar, üretim teknolojilerinin üretim süreleri üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu ve LCD teknolojisinin bu bağlamda diğer yöntemlere kıyasla daha uzun üretim süreleri gerektirdiğini göstermektedir.

Tablo 4.11. Protez Kaide Materyallerinin Üretim Süresi Bakımından Karşılaştırılması

Üretim Teknolojisi	Üretim Süresi (dk.)		F	p	Fark
	Ort.	S.S.			
DLP Teknolojisi ^A	65,29	17,09			
LCD Teknolojisi ^B	359,57	92,41	59,637	0,001**	B>A,C
Kazıma Yöntemi ^C	111,00	0,00			

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **:p<0,01, F: Tek yönlü Anova testi

Protez kaide materyallerinin üretim süresi bakımından karşılaştırılmasına yönelik grafik gösterim Grafik 4. 12.'de sunulmuştur.



Grafik 4.12. Protez Kaide Materyallerinin Üretim Süresi Bakımından Karşılaştırılması

4.12. DLP ve LCD Teknolojisiyle Üretilen Protez Kaide Materyallerinin, Kullanılan Reçine Miktarı Bakımından Karşılaştırılması

Üretilen protez kaide materyallerinin kullanılan reçine miktarı bakımından karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız örneklem t- testi sonuçları Tablo 4.12.'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları, DLP teknolojisi ile LCD teknolojisi arasında kullanılan reçine miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğunu göstermektedir ($p < 0,05$).

DLP teknolojisi için ortalama reçine miktarı ($25,97 \pm 4,60$ gr), LCD teknolojisi için ortalama reçine miktarından ($33,44 \pm 3,99$ gr) anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($t = -3,245$, $p = 0,007$).

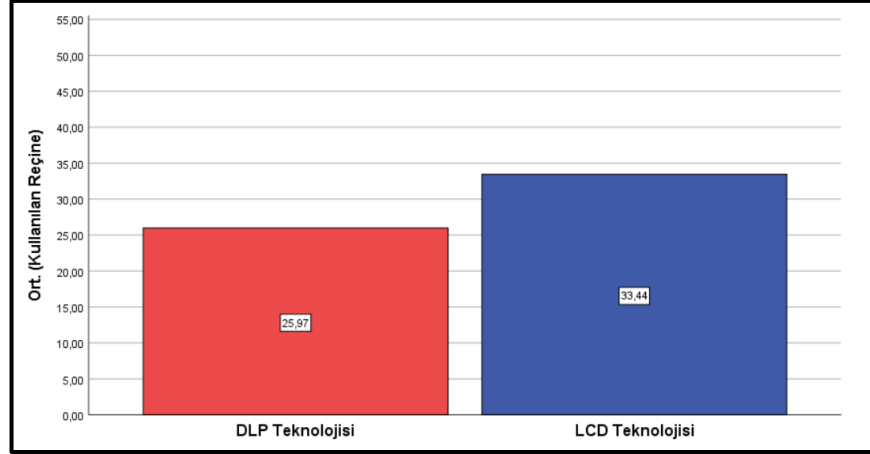
Bu sonuçlar, LCD teknolojisinin DLP teknolojisine kıyasla daha fazla reçine kullanımı gerektirdiğini ortaya koymaktadır. Bu durum, LCD teknolojisinin üretim süreçlerinde daha yüksek malzeme tüketimine neden olduğunu göstermektedir. DLP teknolojisi ise daha az reçine kullanımı ile daha ekonomik bir üretim süreci sunmaktadır.

Tablo 4.12. Protez Kaide Materyallerinin Kullanılan Reçine Miktarı Bakımından Karşılaştırılması

Üretim Teknolojisi	Reçine Miktarı (gr.)		t	p
	Ort.	S.S.		
DLP Teknolojisi	25,97	4,60	-3,245	0,007**
LCD Teknolojisi	33,44	3,99		

Ort.: ortalama, s.s.: standart sapma, **: $p < 0,01$, t: Bağımsız örneklem t-testi

Protez kaide materyallerinin kullanılan reçine miktarı bakımından karşılaştırılmasına ilişkin grafik gösterim Grafik 4.13.'dedir.



Grafik 4.13. Protez Kaide Materyallerinin Kullanılan Reçine Miktarı Bakımından Karşılaştırılması

Tablo 4.13. RMS Değerlerine ilişkin Basıklık ve Çarpıklık Değerleri

Üretim Teknolojisi	Açı	Kurtosis (Basıklık)	Std. H.	Skewness (Çarpıklık)	Std. H.
DLP Teknolojisi	0°	0,587	2	0,281	0,913
	Bukkal 45°	-2,633	2	-0,629	0,913
	Posterior 45°	-1,899	2	0,627	0,913
	Labial 45°	-0,881	2	0,352	0,913
	Bukkal 90°	4,545	2	2,108	0,913
	Posterior 90°	4,179	2	-2,005	0,913
	Labial 90°	3,646	2	1,888	0,913
LCD Teknolojisi	0°	-1,435	2	-0,936	0,913
	Bukkal 45°	-1,923	2	-0,031	0,913
	Posterior 45°	0,519	2	0,835	0,913
	Labial 45°	-2,837	2	-0,448	0,913
	Bukkal 90°	3,172	2	-1,612	0,913
	Posterior 90°	-2,346	2	-0,319	0,913
	Labial 90°	-2,986	2	-0,224	0,913
Kazıma Yöntemi	0°	3,048	2	1,758	0,913
	Bukkal 45°	3,048	2	1,758	0,913
	Posterior 45°	3,048	2	1,758	0,913
	Labial 45°	3,048	2	1,758	0,913
	Bukkal 90°	3,048	2	1,758	0,913
	Posterior 90°	3,048	2	1,758	0,913
	Labial 90°	3,048	2	1,758	0,913

4.13. Normallik Testi

Verilerin analizi IBM SPSS İstatistik 26 versiyonu ile gerçekleştirilmiştir. Sayısal değişkenlerde normal dağılım çarpıklık ve basıklık değerleri hesaplanarak bulunmuş olup Tablo 1' ve Tablo 2.'de gösterilmiştir. Normal dağılımın kurallarına göre çarpıklık değerlerinin $\pm 2,0$ arasında ve basıklık değerlerinin (istatistik değerinin standart hataya bölünmesiyle elde edilen değer) ± 7 arasında olması gerekmektedir. (127,128) Bu kapsamda Tablo 4.13. ve Tablo 4.14.'de de yer alan tüm değerler normal dağılım sergilemektedir. Bu sonuçlara göre analizlerde parametrik testler kullanılacaktır (iki değişkenin karşılaştırılmasında bağımsız örneklem t-testi, üç ve daha fazla değişkenin karşılaştırılmasında ise tek yönlü Anova testi). Tüm çalışmada anlamlılık düzeyleri 0,05 ve 0,01 değerleri dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir. (129,130)

Tablo 4.14. Protez Kaide Materyallerinin Üretim Sürecindeki Değerlere İlişkin Basıklık ve Çarpıklık Değerleri

Teknoloji	Değişken	Kurtosis (Basıklık)	Std. H.	Skewness (Çarpıklık)	Std. H.
DLP Teknolojisi	Kaide Ağırlığı (gr.)	0,909	0,778	-0,446	0,398
	Artık Miktar (gr.)	-1,656	0,778	0,079	0,398
	Üretim Süresi (dk.)	3,063	1,587	-1,471	0,794
	Kullanılan Reçine (gr.)	-2,057	1,587	0,073	0,794
LCD Teknolojisi	Kaide Ağırlığı (gr.)	-0,053	0,778	0,06	0,398
	Artık Miktar (gr.)	-1,566	0,778	0,233	0,398
	Üretim Süresi (dk.)	2,894	1,587	-1,451	0,794
	Kullanılan Reçine (gr.)	-1,684	1,587	0,43	0,794
Kazıma Yöntemi	Kaide Ağırlığı (gr.)	0,127	0,778	1,319	0,398
	Artık Miktar (gr.)	0,127	0,778	-1,319	0,398

5. TARTIŞMA

Bu in-vitro çalışmada, farklı dijital üretim teknolojileriyle (DLP, LCD, CNC) üretilen tam protezlerin geometrik hassasiyetini değerlendirerek, daha iyi doku uyumu sağlanması hedeflenmiştir. Çalışmamız, total protez üretiminde farklı yöntemlerin avantaj ve sınırlamalarını ortaya koyarak, klinisyenlere doğru üretim teknolojisini seçme konusunda rehberlik etmeyi hedeflemektedir. Geometrik hassasiyeti yüksek total protezlerin üretilmesi, uyum sorunlarını ve yeniden düzenleme maliyetlerini azaltırken, hasta konforunu ve fonksiyonel sonuçları iyileştirecektir. Ayrıca, dijital dönüşümün potansiyel avantajlarını destekleyerek klinik operasyonları hızlandırmayı ve kişiselleştirilmiş çözümler sunmayı amaçlamaktadır.

Çalışmanın sıfır hipotezleri; eklemeli ve eksiltmeli üretim teknolojileri (DLP-LCD / 5 Eksenli Kazıma) ile üretilen protez kaidelerinin a) farklı baskı açıları/oryantasyonlarındaki geometrik hassasiyet, b) kaide ağırlığı, c) artık madde ve d) üretim süresi açısından birbirleriyle ve referans tasarımla istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermeyeceği, olası farklılıkların tamamen rastlantısal olduğu yönündedir. Ancak çalışma sonuçlarımız; hem kazıma yöntemiyle üretilen protez kaideleriyle hem de DLP ve LCD teknolojileriyle üretilen kaideler kendi aralarında karşılaştırıldığında geometrik hassasiyet, kaide ağırlığı, artık madde miktarı ve üretim süresi açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar göstermiştir. Bu nedenle ilgili sıfır hipotezleri reddedilmiştir.

Tam dişsizlik, bireylerin fonksiyon, fonasyon, estetik, sosyal ve psikolojik açıdan ciddi olumsuzluklarla karşılaşmasına yol açmaktadır. Dişsiz bireylerde çiğneme fonksiyonunun kaybı, yetersiz beslenmeye ve genel sağlık durumunun bozulmasına neden olabilmektedir.(17) İmplant destekli protezler tam dişsizlik durumunda önemli bir alternatif sunmakla birlikte, bu yöntemin uygulanmasını engelleyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Osteoporoz hastalarında intravenöz bifosfonat kullanımı, radyasyon tedavisi, geçirilmiş miyokard enfarktüsü veya serebrovasküler olay gibi durumlar implant cerrahisi için mutlak kontrendikasyonlar arasında yer almaktadır. Bununla birlikte, sigara kullanımı, yetersiz ağız hijyeni, kemik kalitesi ve implantın yerleştirileceği bölge gibi birçok lokal faktör de implant

başarısını doğrudan etkilemektedir. Ayrıca, implant tedavisinin yüksek maliyeti, özellikle yaşlı bireylerde geleneksel tam protez kullanımının yaygınlığını sürdürmesine neden olmaktadır.(131)

Özellikle yaşlı bireylerde tam dişsizlik, halk sağlığı açısından önemli bir sorun teşkil etmektedir. ABD’de yaşlı nüfusun %26’sının tam dişsiz olduğu, Endonezya’da %24, Çin’de %11 ve Brezilya’da %23 olduğu bildirilmiştir.(132) Türkiye’de yapılan çalışmalarda da benzer şekilde yüksek dişsizlik oranları rapor edilmektedir. Doğan ve arkadaşları, ülkemizde 65 yaş üstü dişsizlik prevalansının %48 olduğu ve 70-74 yaş grubunda, 65-69 yaş grubuna kıyasla anlamlı derecede daha yüksek olduğu gösterilmiştir.(133) 2007 yılında yapılan başka bir çalışmada ise, 65 yaş üstü bireylerde tam dişsizlik oranının %67,4 olduğu ve her iki çenede protezi olmayan bireylerin oranının %11,9 olduğu rapor edilmiştir.(134) 2023 yılına ait güncel Türkiye Diş Hekimleri Birliği (TDB) verilerine göre, 35-44 yaş grubunda toplam dişsizlik oranı %2,6 iken, 65-74 yaş grubunda bu oran %48’e ulaşmaktadır. (135)Bu veriler, yaşlı nüfusta tam protez ihtiyacının oldukça yaygın olduğunu göstermektedir.

Dişsizlik oranlarına ilişkin veriler, toplumun geleneksel tam protez ihtiyacının devam edeceğini göstermektedir. Bu nedenle, tam protez tedavisine yönelik araştırmaların sürdürülmesi ve dişsizlikle mücadelede etkili sağlık politikalarının geliştirilmesi büyük önem taşımaktadır.(136)

Protetik diş tedavisinde uzun yıllardır kullanılan tam protezler, tam dişsiz hastalar için etkili bir tedavi yöntemidir.(137) Tam protezlerin üretiminde farklı materyaller ve teknikler kullanılmaktadır. Bu tekniklerin amacı, minimum üretim distorsiyonu ile retansiyon, stabilite ve doğru doku yüzey adaptasyonu gösteren tam protezler üretmek ve kullanıma sunmaktır.(138)

Tam protezler, üretim esnasında, kaidenin kalınlığına, kaide materyaline, üretimdeki basamaklara, damak kubbesinin ve rezidüel kretin şekli gibi faktörler sebebiyle distorsiyon ve deformasyon uğrayabilmektedir.(139) Geleneksel üretim yöntemlerinde manipülasyonun karmaşıklığı, muflaya alma gibi prosedürler, uzun işlem süresi ve tekrarlayan randevular, özellikle geriatric bireylerde tedavi süresinin

uzamasına neden olabilir. Ayrıca, ısı ile polimerize olan akrilik materyalde meydana gelebilecek deformasyonlar, kaide adaptasyonunda kayıplara yol açabilir.(140)

Tam protez üretiminde PMMA en sık kullanılan materyaldir. PMMA kullanılan geleneksel basınçlı mufla yöntemi ile üretimde %0,45-%0,9 doğrusal, %7’de hacimsel büzülme meydana gelebilmektedir. Bu büzülmeler distorsiyona sebep olarak tam protezlerin doku yüzeyi adaptasyonu dolayısıyla retansiyonunu olumsuz etkileyebilmektedir.(141,142) Tam protez kaidesi üretiminde yüzey adaptasyonu, farklı üretim yöntemleri arasında da farklılıklar gösterebilir. Geleneksel basınçlı mufla yöntemiyle üretimde meydana gelen deformasyonların önüne geçmek için çeşitli üretim yöntemleri denenmekte ve geliştirilmektedir. Özellikle, CAD/CAM teknolojisinin kullanımı, protez kaidesi ile destek dokular arasındaki uyumu artırarak retansiyonu iyileştirebilir.(118) Ayrıca laboratuvar aşamalarının basitliği, hasta seans süresi ve seans sayısını azaltması gibi avantajları olduğu rapor edilmiştir.(8) Benzer şekilde, 3 boyutlu baskı tekniklerinin kullanımı da protez kaidesinin adaptasyonunu artırabilir ve retansiyonu iyileştirebilir.(143,144)

Bu çalışmada eksiltmeli / talaşlı üretim (CNC) ve eklemeli üretim (DLP, LCD) yöntemleri ile elde edilen tam protez kaidelerinin doku yüzey adaptasyonu, kaide ağırlığı, artık madde ve üretim süresinin farklılıkları in-vitro ortamda araştırılmıştır.

Fotopolimerize reçine (Power Resins Denture Reçinesi, DentaFab, İstanbul, Türkiye) diş eti benzeri pembe renkli, akrilik malzemeye alternatif olarak geliştirilmiş, biyouyumluluk sertifikasına sahip, her çeşit DLP ve LCD tipi 3 boyutlu yazıcı ile uyumlu, 385nm ve 405nm dalga boyundaki ışığı kullanan 3 boyutlu yazıcılarla uyumlu protez kaidesi olarak kullanılan Sınıf IIa bir malzemedir (PowerResins, 2024). Bu çalışmada DLP ve LCD tipi 3 boyutlu yazıcılarla ile uyumlu tek marka fotopolimerize reçine kullanılmasının amacı deney sırasında reçine farklılığına bağlı faktörleri elimine ederek üretim tekniklerine bağlı değişkenliği gözlemleyebilmektir.

SLA, DLP ve LCD, VAT fotopolimerizasyonuna dayanan üç popüler 3 boyutlu baskı teknolojisidir ve kaide üretiminde kullanımı giderek artan yöntemlerdir. Her üç yöntem de ışığa maruz bırakılarak katman katman katılaştırılan reçinenin fotopolimerizasyon reaksiyonuna dayanır. (56,145) Bu sahada ilk tanıtılan teknoloji

SLA yöntemidir. Bu üretim yönteminde, çalışma süresi ortalama 6-12 saat sürer hatta nesne büyüklüğüyle birkaç günü bulabilir, yüksek maliyetlidir ve sadece ışıkla sertleşebilen sıvı polimerlerle üretimin mümkün olması gibi dezavantajlara sahiptir.(75,100) DLP ve LCD yöntemleriyle 3 boyutlu üretim, küçük boyutlu nesnelere, yüksek hassasiyet ve çözünürlük, gelişmiş hız avantajları sayesinde tam protez kaide üretiminde SLA teknolojisine alternatif olarak tercih edilen teknolojilerdir. DLP 3 boyutlu üretim yöntemi, minimum 50µm boyutunda baskı yapabilen yüksek baskı çözünürlüğüne sahip bir üretim yöntemidir. Yarı iletken malzemeleri, UV ışığını tolere edemediğinden, 405nm dalga boyuna sahip LED ışığı, ışık kaynağı olarak kullanır. (146,147) LCD paneller iyi çözünürlüğe sahiptir ve ucuzdur. DLP tipi yazıcılar LCD tipi yazıcılardan çok daha fazla ışık yoğunluğuna sahiptir. Işık yoğunluğunun, sertleşme derecesini ve baskı hızını belirleyen fotopolimerizasyon için önemli bir faktör olduğu bilinmektedir. Bu nedenle, başlatıcı miktarı artırılırsa veya maruz kalma süresi uzatılırsa, DLP tipi yazıcılarda kullanılan ışığa duyarlı reçineler, LCD tipi yazıcılarda da kullanılabilir.(74) Yapılan literatür taramasında DLP tipi yazıcıların yüzey adaptasyonu incelenen çalışmalarda sıklıkla tercih edildiği tespit edilmiştir.(8,28,144,148,149) LCD tipi yazıcılar ile yüzey adaptasyonu inceleyen çalışma sayısının çok kısıtlı olduğu gözlemlenmiştir.(150)

Geleneksel protez kaidesi üretim yöntemleri, uzun polimerizasyon süreleri ve çok aşamalı laboratuvar işlemleri nedeniyle zaman alıcıdır. Bu süreç, hasta için tedavi süresini uzatırken, laboratuvarlarda iş gücü ve maliyetleri artırabilir. Buna karşın, dijital teknolojide daha kısa sürede tamamlanan üretim süreçleri, tedavi sürecini hızlandırarak hasta memnuniyetini artırır. Ayrıca, hızlı üretim sayesinde laboratuvar verimliliği artarken, boyutsal stabilite korunarak büzülme ve deformasyon riski azalır. Üretim süresi kısaldığı için mikrobiyal kontaminasyon riski de minimize edilerek daha hijyenik ve güvenilir protezler elde edilebilir.(151)

Diş hekimliğinde kullandığımız birçok ekipman ve materyal, karbon ayak izi oluşumuna neden olmakta ve doğal kaynaklara zarar vermektedir. Bu nedenle, kullanılan malzemelerin geri dönüştürülebilir veya yeniden kullanılabilir olmasına dikkat edilmelidir.(152) Eksiltmeli üretim yöntemi, istenilen protez kaidesinin oluşturulması için malzemenin kazınarak şekillendirilmesini gerektirir. Ancak bu

süreçte, kullanılan materyalin büyük bir kısmı atık olarak kaybedilir ve maliyet artışına neden olur. Aynı zamanda eklemeli üretime geçiş geleneksel dental laboratuvar koşullarında teknisyen açısından zararlı olabilecek artık materyal solunum riskini en aza indirmiştir.(153)

Şekillendirmeye dayalı bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknikleri, protetik restorasyonların yapımında hassasiyet, zaman ve iş gücü kazancı sağlamasının yanı sıra çapraz enfeksiyon riskini azaltarak diş hekimliğinde devrim niteliğinde bir yenilik sunmaktadır. Eksiltmeli üretim yönteminde, işleme sırasında ortaya çıkan artık miktarı eklemeli üretime kıyasla çok daha fazla olduğundan, bu süreç yüksek maliyetlidir. Bu durum, maliyeti düşürmek ve malzeme israfını en aza indirmek amacıyla eklemeli üretim teknolojisinin gelişmesini teşvik etmiştir.(154)

Eklemeli üretim, eksiltmeli yöntemle kıyasla israfı önleyerek çevresel sürdürülebilirliği artırmakta ve kısa sürede kompleks yapıdaki parçaların üretilmesine olanak tanımaktadır. Protez kaidesi üretiminde eksiltmeli yöntem yerine eklemeli üretimin tercih edilmesi, hem malzeme kaybını azaltarak ekonomik avantaj sağlaması hem de karbon ayak izini düşürerek çevresel sorumluluklarımızı yerine getirmemize katkıda bulunması açısından önemli bir gelişme sunmaktadır.(152)

Çalışmamızda, kazıma yönteminin, LCD ve DLP teknolojilerine kıyasla çok daha fazla atık üretmesine yol açtığı görülmüştür. Kazıma yöntemi grubunun ortalama artık miktarı, LCD ve DLP teknolojisi gruplarına kıyasla anlamlı derecede daha yüksektir. Kazıma yönteminde, ortalama 188,28 gramlık bir bloktan işlem yapılarak 13,56 gram ağırlığında bir kaide elde edilmektedir. Bu süreçte, kullanılan bloğun %86,12'si artık olarak kaybedilmekte, bu da yüksek malzeme israfına ve artan maliyetlere yol açmaktadır. Buna karşın, eklemeli üretim teknolojileri olan DLP ve LCD çok daha verimli üretim süreçleri sunmaktadır. DLP yönteminde 25,97 gram reçine kullanılarak üretim yapılmakta ve 9,20 gram artık malzeme oluşmaktadır; yani malzeme kaybı %35,43'tür. LCD yönteminde ise 33,44 gram reçine kullanılarak üretim gerçekleştirilmekte ve 15,62 gram artık malzeme oluşmaktadır; bu da %46,71 malzeme kaybına karşılık gelmektedir. Kazıma yöntemi ile karşılaştırıldığında hem DLP hem de LCD teknolojileri çok daha az atık üretmekte ve malzemeyi daha verimli

kullanarak üretim maliyetlerini önemli ölçüde düşürmektedir. Bu bulgu, kazıma yönteminin materyal verimliliği açısından büyük bir dezavantaj oluşturduğunu ve üretim sürecinde önemli miktarda malzeme israfına yol açtığını göstermektedir.

Bu bulgular, günümüz kazıma yönteminin çevresel ve ekonomik açıdan zorluklar yaratabileceğini vurgulamaktadır. Eksiltmeli (kazıma/ talaşlı üretim) yöntemiyle protez üretimi hem çevreye olan etkisi hem de maliyet açısından, eklemeli üretim yöntemlerine göre dezavantajlı bir konumda kalmaktadır. Eklemeli üretim, malzeme kaybını azaltarak daha sürdürülebilir bir üretim süreci sunmakta ve daha düşük maliyetle daha hassas protezler üretilebilmektedir. Bu nedenle, eklemeli üretim teknolojilerinin tercih edilmesi, diş hekimliği alanında malzeme verimliliğini artırmak ve çevresel sorumlulukları yerine getirmek açısından önemli bir adım olacaktır.

Katman kalınlığı, 3 boyutlu yazıcıların z çözünürlüğünü etkileyen temel parametredir; daha küçük katman kalınlığı, daha doğru, daha ayrıntılı ve daha iyi yüzey kalitesine sahip nesne sağlar.(155)

Lee ve ark. yaptıkları çalışmada DLP teknolojisi kullanarak üretilen protez kaidelerinde; katman kalınlığı, yapı açısı ve reçine viskozitesinin doğruluk üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda vizkozite ve yapı açısından bağımsız olarak, 50µm katman kalınlığına sahip numunelerin 100µm katman kalınlığına sahip olanlardan daha düşük RMS değerine sahip olduğunu bulmuşlardır.(156) Literatürdeki diğer çalışmalarda 3 boyutlu yazıcılarda baskı doğruluğunun 50µm ile daha yüksek elde edildiği için bu çalışmalar referans alınarak bu çalışmada 50µm katman kalınlığı tercih edilmiştir.(157–159)

Farklı üretim açıları kullanılan ve farklı üretim açılarını optimal olarak tavsiye eden çalışmalar literatürde bulunmaktadır.(160,161)

AlGhamdi ve ark. Ocak 2010 ve Aralık 2023 tarihleri arasında baskı yönleri, yapı açıları, 3D baskı, baskı teknolojisi, boyutsal değişiklikler, iç uyum, marjinal bütünlük, marjinal uyumsuzluklar, hassasiyet ve adaptasyon ile ilgili konuları inceleyen tam uzunlukta İngilizce yayınlanmış makaleler taramışlardır. Çalışmalarında araştırılan on çalışmadan birinde maksiller ve mandibular protez

kaidelerini incelemiş, yedisinde maksiller protez kaidelerini değerlendirmiş ve ikisinde mandibular kaideleri değerlendirmiştir. Araştırılan çalışmalarda 0° ile 315° arasında değişen farklı baskı yönleri araştırılmış olup, 0°, 45° ve 90° daha yaygındır.(162) Bu doğrultuda çalışmamızda maksiller protez kaideleri incelendi. DLP ve LCD teknolojileri ile üretim 0°,45° ve 90° olmak üzere 3 farklı açıda üretim yapıldı.

Song ve ark. yaptıkları çalışmada tam protez kaidelerinin üretim doğruluğu üzerinde yapı yönü etkisini değerlendirmeyi amaçlamıştır. Dijital ışık işleme (DLP) kullanılarak yedi yapı yönünde (0°, labial 45°, labial 90°, posterior 45°, posterior 90°, bukkal 45° ve bukkal 90°) üretim yapmışlardır. Labial 45° ve labial 90° grupları en iyi doğruluğu göstermiştir. 90° yapı yönelimleri en az malzeme tüketimini ve en uzun baskı süresini gerektirmiştir; labial 45° grubu en fazla baskı malzemesini tüketmiştir; 0° grubu bir protez kaidesi üretmek için en kısa baskı süresini gerektirmiştir.(124) Bizim çalışmamızda da kullanılan eklemeli üretim yöntemleri arasında en yüksek doğruluk DLP cihazında üretilen labial 90° grubunda bulundu. Ayrıca en düşük kaide ağırlığı bukkal 45° grubunda, en kısa baskı süresi ise DLP teknolojisinde 0° oryantasyonunda gözlemlendi.

Jin ve ark. yaptıkları çalışmada DLP teknolojisiyle üretilen tam protez kaidelerinin doku yüzeyi adaptasyonu üzerinde yapı açısının etkisini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. 90°, 100°, 135° ve 150° olmak üzere 4 farklı yapı açısında üretim yapmışlardır. Ne maksiller ne de mandibular arkta herhangi bir yapı açısı grubu arasında RMS tahmini değerleri için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.(161)

Yoshidome ve ark. yaptıkları çalışmada bir freze makinesi ve üç adet üç boyutlu (3D) yazıcı (iki stereolitografi cihazı (SLA) ve bir dijital ışık işleme (DLP)) kullanılarak maksiller protez kaidesi üretmişlerdir. 3D baskı, sekiz yapı destek açısına (0° ila 315°) sahip bir SLA kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Frezelenmiş protez kaidesi, 3D baskılı kaide materyallerine kıyasla daha yüksek doğruluk ve uyum doğruluğu göstermiştir. SLA, DLP' den daha yüksek bir geometrik hassasiyet

göstermiştir. Geometrik doğruluk için en iyi destek açıları 45° ve 225° olarak bulunmuşlardır.(163)

Üç boyutlu yazıcıların doğruluğunun değerlendirilmesi, klinik uygulamalarda yer almaları sebebiyle önem arz eder. Doğruluk, her bir sonucun gerçek nesne boyutlarıyla karşılaştırılmasıyla ortaya çıkan sapmayı ölçer. Yüksek doğruluk, cihaz tarafından üretilen nesnenin, üretilmesi planlanan dijital nesnenin gerçek boyutlarına yakın veya eşit sonuçlar verebilmesi anlamına gelir.(89) Protez kaidesi üretiminde doğruluk değerlendirmek için protez kaidesi ile model yüzeyi adaptasyonu incelenir. Geçmişten günümüze bu konuda çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Optik tarayıcı ve yazılım programına sahip görsel ölçüm sistemi, stereomikroskop ve yazılım programını içeren bilgisayarlı tomografi, gezici mikroskop ve üniteron ölçüm mikroskobu gibi 2 boyutlu ölçüm yöntemleriyle değerlendirilmiştir.(120,139,164) Protez kaidesi 3 boyutlu karmaşık şekle sahip olduğu için, noktalar arasındaki 2 boyutlu doğrusal ölçümler, meydana gelen deformasyonların etkisini değerlendirmek için yetersiz kalabilir.

Hsu ve ark. yaptıkları çalışmada konvansiyonel ve dijital çeşitli üretim yöntemleri ile tam protez kaideleri üretilip, yüzey çakıştırma kısmında hem silikon replika yöntemi hem de 3 boyutlu dijital çakıştırma yöntemini beraber kullanmıştır. Bununla birlikte, 3 boyutlu yazıcı teknolojilerinin karşılaştırıldığı güncel literatür çalışmalarında genellikle dijital yüzey çakıştırma programlarının tercih edildiği tespit edilmiştir (5,138,155,165,166). Çalışmamızda üretilen kaide materyallerinin geometrik hassasiyetini karşılaştırmak için 3 boyutlu dijital çakıştırma yöntemi kullanıldı. Kullanılan teknolojide, referans tasarım ile bu tasarımda üretilen protez kaidelerinin tarama verileri çakıştırılarak karşılaştırma yapıldı. Program, çakıştırma işlemi sırasında iki modeli üst üste getirerek yüzeyler arasındaki sapmaları analiz etti. Bu işlem, belirli referans noktalarına, geometrik elemanlara veya en iyi uyum (best-fit) algoritmalarına göre yapıldı ve renk kodlamasıyla farkları görselleştirdi. Bu süreçte, üretim sonrası geometrik hassasiyet değerlendirilerek, tasarıma ne kadar sadık kaldığı ve olası hata bölgeleri belirlendi.

Tam protez kaidelerinin yüzey sapma değerlerinin klinik olarak kabul edilebilirliği hakkında henüz bir fikir birliği yoktur.(167) Wang ve ark. yaptıkları sistematik derleme çalışmasında, mukozanın reziliensine bağlı olarak okluzal yükler altında 0.3mm'den az sapma miktarının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir.(6) Bu çalışmada, benzer çalışmalar referans alınarak, kritik sapma değerlerinin tolerans sınırları +0.30 ile-0.30mm olarak belirlenmiştir. (8,28,148)

Literatürde, farklı yöntemlerle üretilen tam protezlerin yüzey adaptasyonunu in vitro koşullarda inceleyen çalışmalarda kaidelerin iç yüzeyi bölgelere ayrılarak incelemiştir. Bu bölgeler damak kubbesi, alveol kreti ve kaidenin kenar sınırlarıdır.(150,165,167) Bu bölgelere ek olarak protez kenarından 6mm uzak bölge veya palatal tıkaç bölgesinin de değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur.(138,144) Bu ayırım, üretim tekniklerinin bölgesel farklılıklardan etkilenebilirliğinin veya hangi tekniğin hangi bölgede daha başarılı olduğunun incelenmesini sağlar. Çalışma kaidelerin iç yüzeyi bölgelere ayrılmadan tüm yüzey olarak sapsmaları ölçüldü.

Üretim yöntemleri incelendiğinde DLP üretim yöntemi literatürde bazı çalışmalarda, yüzey adaptasyonu ve doğruluk açısından farklı üretim teknikleri ile karşılaştırılmıştır.(28,144,150,165,166,168)

Tosun ve ark. yaptıkları çalışmada enjeksiyon kalıplama (IM), sıkıştırmalı kalıplama (CM), likit kristal ekran LCD) ve dijital ışık işleme (DLP) teknikleriyle üretilen protez kaidelerinin adaptasyonu karşılaştırmıştır. Çalışma sonucunda DLP ile üretilen protez kaidesinin yüzey adaptasyonunun LCD ile üretilen protez kaidesinden önemli ölçüde daha iyi olduğunu tespit etmişlerdir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da DLP ile üretilen protez kaidelerinin RMS değerleri, LCD ile üretilen protez kaidelerinin RMS değerlerinden anlamlı ölçüde düşük çıkarak doku adaptasyonunun DLP ile üretilen protez kaidelerinde daha iyi olduğu tespit edildi.(150)

Hwang ve ark. yapmış olduğu çalışmada DLP ile üretilmiş protez kaidelerinin doğruluğunu değerlendirmek ve DLP'nin doku yüzeyi adaptasyonunu frezeleme (MIL) ve pack and press (PAP) ile karşılaştırmayı amaçlamıştır. Çalışma sonuçları, DLP protez kaidesinin doğruluğu MIL protez kaidesine göre anlamlı derecede daha iyiydi. (P<.001). Gruplar arasında protez kaidesinin doku yüzeyi adaptasyonu

açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi ($P < .001$). (168) Bu çalışmalarda üretim tekniklerinin yüzey adaptasyonu ve doğrulukları ile ilgili fikir birliği bulunmamaktadır. Bu durumun sebebi üretimde kullanılan yazıcı veya reçine markası farklılıkları olabilir. Bazı çalışmalar SLA veya kazıma üretim yöntemlerinin DLP ile üretim yöntemine göre daha iyi yüzey adaptasyonu gösterdiği savunurken (28,144,166), bazı çalışmalarda ise DLP üretim yönteminin, kazıma, KBM(Konvansiyonel Basınçlı Mufla) ve LCD üretim yöntemlerine göre daha iyi yüzey adaptasyonu ve doğruluk gösterdiği bildirilmiştir. (150,165,168)

Lin ve ark. yaptıkları çalışmada geleneksel, kazıma ve 3D baskı yöntemleri ile ürettikleri tam protez kaidelerini doku uyumlarını değerlendirilmişlerdir. Yaptıkları çalışmada, kazıma yönteminin geleneksel yöntemle kıyasla daha iyi bir geometrik hassasiyet sunduğu, ancak 3D baskı ile üretilen protezlerin geleneksel yöntemlere göre anlamlı bir üstünlük göstermediği belirtilmiştir. Bununla birlikte, geleneksel yöntemle üretilen protez kaidelerinin Geomagic Control X' den elde edilen RMS değeri 0,096 olarak tespit edilmiş ve bu değer klinik olarak kabul edilebilir olduğu vurgulanmıştır. (169) Çalışmamızda ise DLP, LCD ve CNC (kazıma) teknolojileri karşılaştırılmış ve kazıma yönteminin geometrik hassasiyet açısından DLP teknolojisine göre anlamlı derecede üstün olduğu saptanmıştır. Eklemeli üretim yöntemleri arasında yapılan değerlendirmede ise DLP teknolojisinin, LCD teknolojisine kıyasla anlamlı derecede daha iyi sonuç verdiği belirlenmiştir. Çalışmamızda DLP yöntemi ile üretilen protez kaidelerinin RMS değeri 0,087 olarak bulunmuş olup, bu değer, Lin ve ark.'nın geleneksel yöntem için bildirdiği 0,096 RMS değerinden daha düşük olup, klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir.

Bu bulgular doğrultusunda, DLP teknolojisi ile üretilen protez kaidelerinin geometrik hassasiyet açısından geleneksel yöntemle üretilen protezlerle benzer veya daha iyi sonuçlar verdiği söylenebilir. Literatürdeki mevcut veriler ve bu çalışmanın bulguları birlikte değerlendirildiğinde, DLP teknolojisinin geleneksel yöntemle tercih edilebileceği düşünülmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen protez kaidelerinin geometrik hassasiyetini değerlendirdiğimiz çalışmamızdan şu sonuçlar elde edilmiştir:

Total protez kaidesi üretiminde kullanılan üretim teknikleri, üretilen kaide materyallerinin hassasiyetini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilemiştir. Ortalama kare-kök (RMS) değerleri incelendiğinde eksiltmeli üretim teknolojisi ile üretilen protez kaidelerinin geometrik hassasiyeti, eklemeli üretim tekniği ile üretilen protez kaidelerinin geometrik hassasiyetinden istatistiksel olarak daha yüksek olduğu saptandı. Kazıma yöntemi, diğer iki teknolojiye kıyasla önemli ölçüde daha düşük bir RMS değerine sahiptir ve bu nedenle yüksek hassasiyet gerektiren üretim süreçlerinde tercih edilebilecek bir yöntemdir.

Eklemeli üretim yöntemini kullanan DLP ve LCD teknolojileri ile üretilen protez kaide materyallerinin geometrik hassasiyeti kendi içinde kıyaslandığında ise en yüksek doğruluk en düşük RMS değeri ile DLP cihazında üretilen protez kaidelerinde bulundu. Geleneksel yöntemle üretilen kaidelerle kıyaslandığında çalışmamızda yer alan DLP teknolojisi klinik olarak kabul edilebilir seviyedeyken, çalışmamızda kullanılan LCD teknolojisi henüz klinik olarak yetersizdir. Bu LCD teknolojisinin klinik olarak yetersiz olmasının sebebi, kullanılan reçineye, cihaza ve parametrelere bağlı olabilir.

Gerçekleştirdiğimiz bu uzmanlık tez çalışmasında yalnızca üretim teknolojilerinin türü değil, üretiminde yapı oryantasyonunun geometrik hassasiyet üzerindeki etkisi de araştırıldı. Kullanılan teknolojiye bağımlı olarak yapı oryantasyonunun da geometrik hassasiyeti istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilediği saptandı. DLP ile üretimde en yüksek geometrik hassasiyet labial 90° grubunda bulundu. LCD ile üretimde ise en yüksek geometrik hassasiyet, en düşük ortalama RMS değeri labial 45° grubunda bulundu.

Araştırmada ayrıca, üretim süresi, artık miktar ve üretilen kaide materyallerinin ağırlıkları da karşılaştırıldı. Üretim teknolojisine bağlı olarak bu değerlerin de istatistiksel olarak anlamlı derece farklılık gösterdiği saptandı. Kazıma yönteminin

diğer yöntemlere kıyasla çok daha fazla artık miktarı ürettiği gözlemlendi. Bu durum, malzeme kaybının arttığını gösterirken, aynı zamanda üretim maliyetinin de yükselmesine neden olmaktadır. DLP teknolojisine sahip eklemeli üretim yöntemi için gereken süre ise diğer üretim tekniklere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük çıktığı saptandı.

Çalışmamızda elde edilen bulgular, protez kaidesinin üretim yöntemine bağlı olarak ağırlık farklılıkları gösterdiğini ortaya koymuştur. Kazıma yöntemiyle üretilen protez kaideleri en düşük ağırlığa sahipken, LCD teknolojisi ile üretilenler en yüksek ağırlık sonuçlarını vermiştir. DLP yöntemi ile üretilen kaideler ise bu iki yöntem arasında bir ağırlık dağılımı göstermiştir. Protez kaidesinin ağırlığının hasta konforu, adaptasyonu ve stabilitesi üzerindeki etkileri göz önüne alındığında, bu farklılıkların klinik sonuçlarını değerlendiren ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışmamız, farklı üretim yöntemleriyle elde edilen protez kaidelerinin ağırlığının hasta deneyimine olan etkilerini anlamaya yönelik gelecekte yapılacak araştırmalara öncülük edebilir.

Yapılan bu tez çalışmasında protez kaidesinin doku yüzeyi adaptasyonu yalnızca tarama verileri üzerinde karşılaştırma yapılarak ekstraoral olarak değerlendirildi. Bu sebeple in-vitro koşullar altında üretilen kaidelerin, çiğneme fonksiyonu sırasında yumuşak dokunun dinamik özellikleri, mukoza reziliensi, tükürük, adezyon ve kohezyon kuvvetleri gibi faktörlerle nasıl adaptasyon özellikleri gösterdiği incelenemedi. Daha sonraki çalışmalarda bahsedilen faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterebilecek adaptasyon özellikleri in-vivo çalışmalar ile değerlendirilebilir.

Çalışmanın diğer limitasyonları ise kullanılan reçine markasının tek bir marka olması ve katman kalınlığının yalnızca 50µm olarak üretim yapılmasıydı. Yapılacak diğer çalışmalarda farklı marka reçine kullanılarak reçine özelliklerine bağlı geometrik hassasiyet değerlendirilebilir. Aynı şekilde katman kalınlığının geometrik hassasiyete etkisini araştırmak için farklı katman kalınlıklarında üretim yapılabilir.

KAYNAKLAR

1. McCabe JF, Walls AW. Applied dental materials. John Wiley & Sons; 2013.
2. Congalton RG. A review of assessing the accuracy of classifications of remotely sensed data. Remote Sens Environ. Temmuz 1991;37(1):35-46.
3. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J. 2009;28(1):44-56.
4. Pereyra NM inaya, Marano J, Subramanian G, Quek S, Leff D. Comparison of Patient Satisfaction in the Fabrication of Conventional Dentures vs. DENTCA (CAD/CAM) Dentures: A Case Report. J N J Dent Assoc. 01 Mart 2015;86(2):26-33.
5. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures : An in vitro evaluation of trueness. J Prosthet Dent. Nisan 2019;121(4):637-43.
6. Wang C, Shi YF, Xie PJ, Wu JH. Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. J Prosthet Dent. Şubat 2021;125(2):249-56.
7. Yoon SN, Oh KC, Lee SJ, Han JS, Yoon HI. Tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing: A clinical study. J Prosthet Dent. Aralık 2020;124(6):682-9.
8. Hwang HJ, Lee SJ, Park EJ, Yoon HI. Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing. J Prosthet Dent. 2019;121(1):110-7.
9. Chen H, Wang H, Lv P, Wang Y, Sun Y. Quantitative Evaluation of Tissue Surface Adaption of CAD-Designed and 3D Printed Wax Pattern of Maxillary Complete Denture. BioMed Res Int. 2015;2015:1-5.
10. Hüsnu YAVUZYILMAZ, M.Mutahhar ULUSOY, Sema KEDİCİ, Gülay KANSU. Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü. Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Yayını; 2003.
11. Pallegedara C, Ekanayake L. Effect of tooth loss and denture status on oral health-related quality of life of older individuals from Sri Lanka. Community Dent Health. 2008;25(4):196-200.
12. Österberg T, Carlsson GE, Sundh V. Trends and prognoses of dental status in the Swedish population: analysis based on interviews in 1975 to 1997 by Statistics Sweden. Acta Odontol Scand. Ocak 2000;58(4):177-82.

13. Müller F, Naharro M, Carlsson GE. What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe? *Clin Oral Implants Res.* Haziran 2007;18(s3):2-14.
14. Müller F. Interventions for edentate elders – what is the evidence? *Gerodontology.* Şubat 2014;31(s1):44-51.
15. Cooper LF. The Current and Future Treatment of Edentulism. *J Prosthodont.* Şubat 2009;18(2):116-22.
16. Cunha TR, Della Vecchia MP, Regis RR, Ribeiro AB, Muglia VA, Mestriner Jr W, vd. A randomised trial on simplified and conventional methods for complete denture fabrication: masticatory performance and ability. *J Dent.* 2013;41(2):133-42.
17. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler. *Quintessence;* 2010.
18. Basker RM, Davenport JC, Thomason JM. *Prosthetic treatment of the edentulous patient.* John Wiley & Sons; 2011.
19. Phoenix RD. Denture base materials. *Dent Clin North Am.* 1996;40(1):113-20.
20. Craig RG, Power JM. *Restorative dental materials.* Mosby-year book. Inc Mo. 1997;486.
21. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi Ank.* 1993;515.
22. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection,* 2002. Quintessence. 2002;
23. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials.* Elsevier Health Sciences; 2012.
24. Van Noort R, Barbour ME. *Introduction to Dental Materials-E-Book: Introduction to Dental Materials-E-Book.* Elsevier Health Sciences; 2023.
25. Craig RG, Ward ML. *Restorative dental materials: edited [and selected] by Robert G. Craig, Marcus L. Ward.* 10th ed. St. Louis, Mo: Mosby; 1997. 584 s.
26. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM, editörler. *Craig's restorative dental materials.* Fourteenth edition. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2019. 340 s.
27. Masri G, Mortada R, Ounsi H, Alharbi N, Boulos P, Salameh Z. Adaptation of Complete Denture Base Fabricated by Conventional, Milling, and 3-D Printing Techniques: An In Vitro Study. *J Contemp Dent Pract.* 01 Nisan 2020;21(4):367-71.

28. You SG, You SM, Kang SY, Bae SY, Kim JH. Evaluation of the adaptation of complete denture metal bases fabricated with dental CAD-CAM systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* Mart 2021;125(3):479-85.
29. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent.* Haziran 2013;109(6):361-6.
30. Jacob RF. The traditional therapeutic paradigm: complete denture therapy. *J Prosthet Dent.* Ocak 1998;79(1):6-13.
31. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont.* 1994;7(1):17-21.
32. Busch M, Kordass B. Concept and development of a computerized positioning of prosthetic teeth for complete dentures. *Int J Comput Dent.* Nisan 2006;9(2):113-20.
33. Sun Y, Lü P, Wang Y. Study on CAD&RP for removable complete denture. *Comput Methods Programs Biomed.* Mart 2009;93(3):266-72.
34. Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dent Mater J.* 2011;30(1):93-6.
35. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent.* Ocak 2012;107(1):34-46.
36. Janeva NM, Kovacevska G, Elencevski S, Panchevska S, Mijoska A, Lazarevska B. Advantages of CAD/CAM versus Conventional Complete Dentures - A Review. *Open Access Maced J Med Sci.* 04 Ağustos 2018;6(8):1498.
37. Fernandez MA, Nimmo A, Behar-Horenstein LS. Digital Denture Fabrication in Pre- and Postdoctoral Education: A Survey of U.S. Dental Schools. *J Prosthodont.* Ocak 2016;25(1):83-90.
38. Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* Nisan 2018;119(4):586-92.
39. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* Mayıs 2014;111(5):351-5.
40. Steinmassl PA, Klaunzer F, Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I. Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. *Int J Prosthodont.* Mart 2017;30(2):116-22.

41. Steinmassl P -A., Steinmassl O, Kraus G, Dumfahrt H, Grunert I. Shortcomings of prosthodontic rehabilitation of patients living in long-term care facilities. *J Oral Rehabil.* Nisan 2016;43(4):286-90.
42. Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *J Prosthet Dent.* Aralık 2015;114(6):818-25.
43. Constantiniuc M, Manole M, Bacali C, Ispas A, Popa D, Burde AV, vd. Benefits Of Using Cad/Cam Technology In Dental Prosthetics. *Int J Med Dent.* 2021;25(1).
44. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* Nisan 2016;60(2):72-84.
45. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* Ocak 2010;38:e2-16.
46. Skorulska A, Piszko P, Rybak Z, Szymonowicz M, Dobrzyński M. Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry—Application, Mechanical Characteristics and Comparison. *Materials.* 24 Mart 2021;14(7):1592.
47. 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.* Şubat 2019;28(2).
48. Zarina R, Jaini J, Raj RS. Evolution of the Software and Hardware in CAD/CAM Systems used in Dentistry. *Int J Prev Clin Dent Res.* 2017;4(4):284-91.
49. Al Essa HA. CAD/CAM in prosthodontics: A gate to the future. *Int J Appl Dent Sci.* 2019;5(3):394-7.
50. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am.* Nisan 2019;63(2):175-97.
51. Jain R, Takkar R, Jain G, Takkar R, Deora N, Jain R. CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *IP Ann Prosthodont Restor Dent.* 2016;2(2):33-6.
52. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* Mayıs 2008;204(9):505-11.
53. Valenti C, Isabella Federici M, Masciotti F, Marinucci L, Xhimitiku I, Cianetti S, vd. Mechanical properties of 3D printed prosthetic materials compared with milled and conventional processing: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent.* Ağustos 2024;132(2):381-91.

54. Bae EJ, Jeong ID, Kim WC, Kim JH. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *J Prosthet Dent*. Ağustos 2017;118(2):187-93.
55. Shahrubudin N, Lee TC, Ramlan R. An overview on 3D printing technology: Technological, materials, and applications. *Procedia Manuf*. 2019;35:1286-96.
56. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med*. 07 Mayıs 2021;10(9):2010.
57. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofacial Res*. Temmuz 2019;9(3):179-85.
58. Coffee Mug by tc_fea - Thingiverse [İnternet]. [a.yer 04 Kasım 2024]. Erişim adresi: <https://www.thingiverse.com/thing:24464#files>
59. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 11 Aralık 2015;219(11):521-9.
60. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater*. Haziran 2019;35(6):825-46.
61. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont*. Şubat 2017;26(2):156-63.
62. Attaran M. The rise of 3-D printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. *Bus Horiz*. 2017;60(5):677-88.
63. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent*. Ekim 2020;124(4):468-75.
64. Lee S, Hong SJ, Paek J, Pae A, Kwon KR, Noh K. Comparing accuracy of denture bases fabricated by injection molding, CAD/CAM milling, and rapid prototyping method. *J Adv Prosthodont*. 2019;11(1):55.
65. Scherer MD, Barmak AB, Özcan M, Revilla-León M. Influence of postpolymerization methods and artificial aging procedures on the fracture resistance and flexural strength of a vat-polymerized interim dental material. *J Prosthet Dent*. Kasım 2022;128(5):1085-93.
66. Sürmen HK. Eklemeli İmalat (3D Baskı): Teknolojiler Ve Uygulamalar. *Uludağ Univ J Fac Eng*. 28 Eylül 2019;24(2):373-92.
67. Şahin K, Turan BO. Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojilerinin Karşılaştırmalı Analizi. *Strat Ve Sos Araştırmalar Derg*. 2018;2(2):97-116.

68. Baumann F, Bugdayci H, Grunert J, Keller F, Roller D. Influence of slicing tools on quality of 3D printed parts. *Comput-Aided Des Appl.* 02 Ocak 2016;13(1):14-31.
69. Dizon JRC, Gache CCL, Cascolan HMS, Cancino LT, Advincula RC. Post-processing of 3D-printed polymers. *Technologies.* 2021;9(3):61.
70. Hardiman K. Post-processing Considerations for Biomedical 3D Printing of Polymers. İçinde: Devine DM, editör. *Polymer-Based Additive Manufacturing.* Cham: Springer International Publishing; 2019. s. 219-41.
71. Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, vd. Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers.* 23 Kasım 2020;12(11):2762.
72. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-León M. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *J Dent.* Haziran 2021;109:103630.
73. Bagheri A, Jin J. Photopolymerization in 3D Printing. *ACS Appl Polym Mater.* 12 Nisan 2019;1(4):593-611.
74. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater.* Mart 2020;5(1):110-5.
75. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* Ocak 2012;28(1):3-12.
76. Asif M, Ramezani M, Sun X, Wang L, Xu X, Giffney T, vd. A New 3D Printing Technique Using Extrusion of Photopolymer. İçinde: *Conference Paper*, Jan. 2017.
77. Cho YH, Lee IH, Cho DW. Laser scanning path generation considering photopolymer solidification in micro-stereolithography. *Microsyst Technol.* Şubat 2005;11(2-3):158-67.
78. Wang J, Goyanes A, Gaisford S, Basit AW. Stereolithographic (SLA) 3D printing of oral modified-release dosage forms. *Int J Pharm.* Nisan 2016;503(1-2):207-12.
79. Oztan C, Coverstone V. Utilization of additive manufacturing in hybrid rocket technology: A review. *Acta Astronaut.* 2021;180:130-40.
80. Mohammadi R, Siavashpour Z, Rashid Hosseini Aghdam S, Fazli S, Major T, Asghar Rohani A. Manufacturing and evaluation of multi-channel cylinder applicator with 3D printing technology. *J Contemp Brachytherapy.* 2021;13(1):80-90.

81. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod JCO*. Ağustos 2014;48(8):475-85.
82. Ko DH, Gyak KW, Kim DP. Emerging microreaction systems based on 3D printing techniques and separation technologies. *J Flow Chem*. 2017;7(3-4):72-81.
83. Waheed S, Cabot JM, Macdonald NP, Lewis T, Guijt RM, Paull B, vd. 3D printed microfluidic devices: enablers and barriers. *Lab Chip*. 2016;16(11):1993-2013.
84. Turkyilmaz I, Wilkins GN. 3D printing in dentistry – Exploring the new horizons. *J Dent Sci*. Temmuz 2021;16(3):1037-8.
85. Tumbleston JR, Shirvanyants D, Ermoshkin N, Janusiewicz R, Johnson AR, Kelly D, vd. Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science*. 20 Mart 2015;347(6228):1349-52.
86. DeSanto L, Biscardi C. Polyplanar optical display electronics. İçinde: *Cockpit Displays IV: Flat Panel Displays for Defense Applications*. SPIE; 1997. s. 331-42.
87. Caussin E, Moussally C, Le Goff S, Fasham T, Troizier-Cheyne M, Tapie L, vd. Vat Photopolymerization 3D Printing in Dentistry: A Comprehensive Review of Actual Popular Technologies. *Materials*. 19 Şubat 2024;17(4):950.
88. Wu L, Zhao L, Jian M, Mao Y, Yu M, Guo X. EHMP-DLP: Multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing. *Rapid Prototyp J*. 2018;24(9):1500-10.
89. Tsolakis IA, Gizani S, Panayi N, Antonopoulos G, Tsolakis AI. Three-Dimensional Printing Technology in Orthodontics for Dental Models: A Systematic Review. *Children*. 23 Temmuz 2022;9(8):1106.
90. Carbon Digital Light Synthesis™ Technology - YouTube [İnternet]. [a.yer 04 Kasım 2024]. Erişim adresi: <https://www.youtube.com/watch?v=23at9QglAm8>
91. Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KT, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Compos Part B Eng*. 2018;143:172-96.
92. Mertz L. Dream It, Design It, Print It in 3-D: What Can 3-D Printing Do for You? *IEEE Pulse*. Kasım 2013;4(6):15-21.
93. Uysal B, Ulusinan E. Güncel Dijital Sağlık Uygulamalarının İncelenmesi. *Selçuk Sağlık Derg*. 2020;1(1):46-60.
94. Ursan ID, Chiu L, Pierce A. Three-dimensional drug printing: A structured review. *J Am Pharm Assoc*. Mart 2013;53(2):136-44.

95. Yalçın B, Ergene B. Endüstride yeni eğilim olan 3-D eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslar Teknoloji Bilim Derg.* 2017;9(3):65-88.
96. Kruth JP, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyp J.* 2005;11(1):26-36.
97. Kruth JP, Levy G, Klocke F, Childs TH. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Ann.* 2007;56(2):730-59.
98. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *J Esthet Restor Dent.* Mart 2020;32(2):182-92.
99. Yap YL, Wang C, Sing SL, Dikshit V, Yeong WY, Wei J. Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks. *Precis Eng.* 2017;50:275-85.
100. Yavuz E, Yılmaz S. Diş Hekimliğinde Yeni ve Hızla İlerleyen Üretim Teknolojisi: 3 Boyutlu Yazıcılar. *Akdeniz Tıp Derg.* 2021;7(2):197-205.
101. Azam FI, Abdul Rani AM, Altaf K, Rao T, Zaharin HA. An in-depth review on direct additive manufacturing of metals. İçinde: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering.* IOP Publishing; 2018. s. 012005.
102. Mostafaei A, Elliott AM, Barnes JE, Li F, Tan W, Cramer CL, vd. Binder jet 3D printing—Process parameters, materials, properties, modeling, and challenges. *Prog Mater Sci.* 2021;119:100707.
103. Selema A, Ibrahim MN, Sergeant P. Metal additive manufacturing for electrical machines: Technology review and latest advancements. *Energies.* 2022;15(3):1076.
104. Ramya A, Vanapalli SL. 3D printing technologies in various applications. *Int J Mech Eng Technol.* 2016;7(3):396-409.
105. Wong KV, Hernandez A. A Review of Additive Manufacturing. *ISRN Mech Eng.* 16 Ağustos 2012;2012:1-10.
106. Herzog T, Tille C. Review and new aspects in combining multipoint moulding and additive manufacturing. *Appl Sci.* 2021;11(3):1201.
107. Arslan M, Murat S, Alp G, Zaimoglu A. Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. *Int J Comput Dent.* 2018;21(1):31-40.
108. Baba NZ, Goodacre BJ, Goodacre CJ, Müller F, Wagner S. CAD/CAM Complete Denture Systems and Physical Properties: A Review of the Literature. *J Prosthodont.* Mayıs 2021;30(S2):113-24.

109. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Özcan M. A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont*. Nisan 2019;28(4):452-7.
110. Bidra AS, Farrell K, Burnham D, Dhingra A, Taylor TD, Kuo CL. Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. *J Prosthet Dent*. Mayıs 2016;115(5):578-586.e1.
111. Tzeng JJ, Yang TS, Lee WF, Chen H, Chang HM. Mechanical Properties and Biocompatibility of Urethane Acrylate-Based 3D-Printed Denture Base Resin. *Polymers*. 08 Mart 2021;13(5):822.
112. Alammar A, Kois JC, Revilla-León M, Att W. Additive Manufacturing Technologies: Current Status and Future Perspectives. *J Prosthodont*. Mart 2022;31(S1):4-12.
113. Bayarsaikhan E, Lim JH, Shin SH, Park KH, Park YB, Lee JH, vd. Effects of Postcuring Temperature on the Mechanical Properties and Biocompatibility of Three-Dimensional Printed Dental Resin Material. *Polymers*. 07 Nisan 2021;13(8):1180.
114. Andjela L, Abdurahmanovich VM, Vladimirovna SN, Mikhailovna GI, Yurievich DD, Alekseevna MY. A review on Vat Photopolymerization 3D-printing processes for dental application. *Dent Mater*. Kasım 2022;38(11):e284-96.
115. Baba NZ. Materials and Processes for CAD/CAM Complete Denture Fabrication. *Curr Oral Health Rep*. Eylül 2016;3(3):203-8.
116. AlRumaih HS, AlHelal A, Baba NZ, Goodacre CJ, Al-Qahtani A, Kattadiyil MT. Effects of denture adhesive on the retention of milled and heat-activated maxillary denture bases: A clinical study. *J Prosthet Dent*. Eylül 2018;120(3):361-6.
117. Raszewski Z. Acrylic resins in the CAD/CAM technology: A systematic literature review. *Dent Med Probl*. 31 Aralık 2020;57(4):449-54.
118. Steinmassl O, Offermanns V, Stöckl W, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. In Vitro Analysis of the Fracture Resistance of CAD/CAM Denture Base Resins. *Materials*. 08 Mart 2018;11(3):401.
119. Raszewski Z, Chojnacka K, Kulbacka J, Mikulewicz M. Mechanical Properties and Biocompatibility of 3D Printing Acrylic Material with Bioactive Components. *J Funct Biomater*. 23 Aralık 2022;14(1):13.
120. Lee CJ, Bok SB, Bae JY, Lee HH. Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. *Dent Mater J*. 2010;29(4):411-7.

121. Donmez MB, Mathey A, Gäumann F, Mathey A, Yilmaz B, Abou-Ayash S. Effect of intraoral scanner and fixed partial denture situation on the scan accuracy of multiple implants: An in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res*. Haziran 2023;25(3):502-10.
122. Sun S, Zhao Y, Jiao Y, Yin Y, Cai L, Zhang Y, vd. Faster and more accurate global protein function assignment from protein interaction networks using the MFGO algorithm. *FEBS Lett*. 20 Mart 2006;580(7):1891-6.
123. Li L, Newton PT, Boudierlique T, Sejnohova M, Zikmund T, Kozhemyakina E, vd. Superficial cells are self-renewing chondrocyte progenitors, which form the articular cartilage in juvenile mice. *FASEB J*. Mart 2017;31(3):1067-84.
124. Song S, Zhang J, Liu M, Li F, Bai S. Effect of build orientation and layer thickness on manufacturing accuracy, printing time, and material consumption of 3D printed complete denture bases. *J Dent*. 01 Mart 2023;130:104435.
125. 7Series Instructions for Use.
126. CAMcube | Dijital Dental Laboratuvar v4.0 [İnternet]. [a.yer 18 Kasım 2024]. Erişim adresi: <https://www.camcube.com.tr/en/index.html>
127. Tabachnick BG, Fidell LS. Using multivariate statistics. Seventh edition. New York, NY: Pearson; 2013. 832 s. (Always learning).
128. George D. SPSS for windows step by step: A simple study guide and reference, 17.0 update, 10/e. Pearson Education India; 2011.
129. Buyukozturk S. Sosyal bilimler için veri analizi el kitabı. Ank Pegem Yayın. 2020;
130. Julie Pallant. SPSS Kullanma Kılavuzu : SPSS ile Adım Adım Veri Analizi. 5.Baskı. Anı Yayıncılık; 2024. 416 s.
131. Rotim Ž. The Effect of Local and Systemic Factors on Dental Implant Failure – Analysis of 670 Patients with 1260 Implants. *Acta Clin Croat* [İnternet]. 2021 [a.yer 19 Mart 2025]; Erişim adresi: <https://hrcak.srce.hr/clanak/393287>
132. Walls AWG, Steele JG. The relationship between oral health and nutrition in older people. *Mech Ageing Dev*. Aralık 2004;125(12):853-7.
133. Güçiz Doğan B, Gökalp S. Tooth loss and edentulism in the Turkish elderly. *Arch Gerontol Geriatr*. Mart 2012;54(2):e162-6.
134. Gökalp S, Güçiz Doğan B, Tekçiçek M, Berberoğlu A, Ünlüer Ş. Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili Türkiye-2004. *Hacet Diş Hek Fak Derg*. 2007;31(4):11-8.
135. Türk Dişhekimleri Birliği [İnternet]. [a.yer 19 Mart 2025]. Erişim adresi: https://www.tdb.org.tr/sag_menu_goster.php?Id=96

136. Cunha TR, Della Vecchia MP, Regis RR, Ribeiro AB, Muglia VA, Mestriner W, vd. A randomised trial on simplified and conventional methods for complete denture fabrication: Masticatory performance and ability. *J Dent. Şubat 2013;41(2):133-42.*
137. Zarb GA, Hobkirk J, Eckert S, Jacob R. *Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses.* Elsevier Health Sciences; 2012.
138. Goodacre B, Goodacre C, Baba N. Comparison of denture base adaptation between CAD/CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 22 Nisan 2016;116.
139. Sykora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. *J Oral Rehabil.* Ocak 1993;20(1):19-31.
140. Artopoulos A, Juszczak AS, Rodriguez JM, Clark RKF, Radford DR. Three-dimensional processing deformation of three denture base materials. *J Prosthet Dent.* Aralık 2013;110(6):481-7.
141. Kawara M, Komiyama O, Kimoto S, Kobayashi N, Kobayashi K, Nemoto K. Distortion Behavior of Heat-activated Acrylic Denture-base Resin in Conventional and Long, Low-temperature Processing Methods. *J Dent Res.* Haziran 1998;77(6):1446-53.
142. Parvizi A, Lindquist T, Schneider R, Williamson D, Boyer D, Dawson DV. Comparison of the Dimensional Accuracy of Injection-Molded Denture Base Materials to that of Conventional Pressure-Pack Acrylic Resin. *J Prosthodont.* Haziran 2004;13(2):83-9.
143. Emera RMK, Abdallah RM. Denture base adaptation, retention, and mechanical properties of BioHPP versus nano-alumina-modified polyamide resins. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 05 Aralık 2021;15(4):239-46.
144. Charoenphol K, Peampring C. Fit Accuracy of Complete Denture Base Fabricated by CAD/CAM Milling and 3D-Printing Methods. *Eur J Dent.* Temmuz 2023;17(03):889-94.
145. Paral SK, Lin DZ, Cheng YL, Lin SC, Jeng JY. A Review of Critical Issues in High-Speed Vat Photopolymerization. *Polymers.* 17 Haziran 2023;15(12):2716.
146. Li P, Fernandez PK, Spintzyk S, Schmidt F, Yassine J, Beuer F, vd. Effects of layer thickness and build angle on the microbial adhesion of denture base polymers manufactured by digital light processing. *J Prosthodont Res.* 2023;67(4):562-7.
147. Chang DG, Li SM, An CF. The Influence Analysis of Globular Indexing Cam Mechanism Size Parameters on Transmission Performance. *Adv Mater Res.* Ocak 2012;426:163-7.

148. Yoon HI, Hwang HJ, Ohkubo C, Han JS, Park EJ. Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing. *J Prosthet Dent*. Aralık 2018;120(6):919-26.
149. Unkovskiy A, Schmidt F, Beuer F, Li P, Spintzyk S, Kraemer Fernandez P. Stereolithography vs. Direct Light Processing for Rapid Manufacturing of Complete Denture Bases: An In Vitro Accuracy Analysis. *J Clin Med*. 04 Mart 2021;10(5):1070.
150. Tosun ON, Bilmenoglu C, Özdemir AK. Comparison of denture base adaptation between additive and conventional fabrication techniques. *J Prosthodont* [Internet]. Mart 2023 [a.yer 12 Aralık 2024];32(3). Erişim adresi: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jopr.13623>
151. GediKli ÇN, BiLgiN T. Dijital Tam Protezlerin Üretiminde Kullanılan Sistemler. *Türk Diş Hekim Araşt Derg*. 05 Haziran 2023;2(1):172-8.
152. Ağaccioğlu M, Soslu Bulut E. Yeşil Diş Hekimliği ve Sürdürülebilirlik: Diş Hekimliğinin Bugünü ve Geleceği. *Necmettin Erbakan Univ Hekim Derg NEU Dent J Necmettin Erbakan*. 29 Aralık 2021;3(3):134-42.
153. Türk AG, Dünder Çömlekoğlu M, Çömlekoğlu ME. Additive Computer Aided Manufacturing Methods. *J Ege Univ Sch Dent*. 2022;43(50):85-94.
154. Özyemişci Cebeci N, Hanci Tokmakcioğlu H. Protetik Diş Tedavisinde Ekleme Yöntemi ile Üretim. *Sağlık Akad Kastamonu* [Internet]. 30 Nisan 2018 [a.yer 04 Mart 2025]; Erişim adresi: <https://dergipark.org.tr/tr/doi/10.25279/sak.347002>
155. Lo Giudice A, Ronsivalle V, Rustico L, Aboulazm K, Isola G, Palazzo G. Evaluation of the accuracy of orthodontic models prototyped with entry-level LCD-based 3D printers: a study using surface-based superimposition and deviation analysis. *Clin Oral Investig*. Ocak 2022;26(1):303-12.
156. Lee WJ, Jo YH, Yilmaz B, Yoon HI. Effect of layer thickness, build angle, and viscosity on the mechanical properties and manufacturing trueness of denture base resin for digital light processing. *J Dent*. Ağustos 2023;135:104598.
157. Zhang Z chen, Li P lun, Chu F ting, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie*. Temmuz 2019;80(4):194-204.
158. Dalal N, Ammoun R, Abdulmajeed AA, Deeb GR, Bencharit S. Intaglio Surface Dimension and Guide Tube Deviations of Implant Surgical Guides Influenced by Printing Layer Thickness and Angulation Setting. *J Prosthodont*. Şubat 2020;29(2):161-5.
159. Oliveira G. ACCURACY AND PRECISION OF 3-DIMENSIONAL PRINTED DENTAL MODELS PRODUCED BY DIFFERENT ADDITIVE MANUFACTURING TECHNOLOGIES. [a.yer 12 Aralık 2024]; Erişim adresi: <https://cdr.lib.unc.edu/concern/dissertations/6q182q71h>

160. ResearchGate [Internet]. [a.yer 12 Aralık 2024]. Three-dimensional printing build variables that impact cylindricity. Erişim adresi: https://www.researchgate.net/publication/287470464_Three-dimensional_printing_build_variables_that_impact_cylindricity
161. Jin MC, Yoon HI, Yeo IS, Kim SH, Han JS. The effect of build angle on the tissue surface adaptation of maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing. *J Prosthet Dent*. Mart 2020;123(3):473-82.
162. AlGhamdi MA, Gad MM. Impact of Printing Orientation on the Accuracy of Additively Fabricated Denture Base Materials: A Systematic Review. *Dent J*. 22 Temmuz 2024;12(7):230.
163. Yoshidome K, Torii M, Kawamura N, Shimpo H, Ohkubo C. Trueness and fitting accuracy of maxillary 3D printed complete dentures. *J Prosthodont Res*. 2021;65(4):559-64.
164. Laughlin GA, Eick JD, Glaros AG, Young L, Moore DJ. A comparison of palatal adaptation in acrylic resin denture bases using conventional and anchored polymerization techniques. *J Prosthodont*. Aralık 2001;10(4):204-11.
165. Tasaka A, Matsunaga S, Odaka K, Ishizaki K, Ueda T, Abe S, vd. Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing. *J Prosthodont Res*. Ocak 2019;63(1):85-9.
166. Hsu CY, Yang TC, Wang TM, Lin LD. Effects of fabrication techniques on denture base adaptation: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. Aralık 2020;124(6):740-7.
167. Wemken G, Spies BC, Pieralli S, Adali U, Beuer F, Wesemann C. Do hydrothermal aging and microwave sterilization affect the trueness of milled, additive manufactured and injection molded denture bases? *J Mech Behav Biomed Mater*. Kasım 2020;111:103975.
168. Hwang HJ, Lee SJ, Park EJ, Yoon HI. Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing. *J Prosthet Dent*. Ocak 2019;121(1):110-7.
169. Lin R, Zhou ML, Min M, Zhang XF, Qian WH. Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of digital and traditional complete denture bases. *Shanghai J Stomatol*. 2024;33(5):471.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı ve Soyadı : Barış Durdu TATLICIOĞLU

Eğitim Durumu

Lisans Öğrenimi : Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Yabancı Diller

1. İngilizce

İş Deneyimi

1. Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
A.B.D.