



**3 BOYUTLU YAZICI SİSTEMLERİYLE ÜRETİLEN
MAKSİLLER TAM PROTEZ KAİDELERİNİN DOKU
YÜZEYİ ADAPTASYONUNA FARKLI DAMAK
DERİNLİKLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Nihan KAYA
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Doktora Tezi-2024



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Graduate School of Health Sciences

**3 BOYUTLU YAZICI SİSTEMLERİYLE ÜRETİLEN
MAKSİLLER TAM PROTEZ KAİDELERİNİN DOKU
YÜZEYİ ADAPTASYONUNA FARKLI DAMAK
DERİNLİKLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Nihan KAYA

**Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU**

**ERZURUM
2024**

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLOLAR DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Tam Protezler.....	3
2.1.1. Tam Protezlerin Tanımı ve Gelişimi	3
2.1.2. Tam Protezlerde Tutuculuk	3
2.1.2.1. Anatomik Faktörler.....	4
2.1.2.2. Fiziksel Faktörler	5
2.2. Protez Kaide Materyalleri.....	6
2.2.1. Polimerler.....	9
2.2.1.1. Polimerlerin Yapısı ve Özellikleri	9
2.2.1.2. Polimerizasyon.....	9
2.2.2. Isı ile Polimerize Olan PMMA Esaslı Akrilik Rezinler	11
2.2.3. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Akrilik Rezinler	11
2.3. Protez Kaide Üretiminde CAD/CAM Yöntemleri.....	12
2.3.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemi.....	13
2.3.2. Eklemeli Üretim Yöntemi.....	14
2.3.2.1. Eklemeli Üretim Yöntemlerinin Avantajları	15

2.3.2.2. Eklemeli Üretim Yöntemlerinin Dezavantajları	15
2.3.3. Eklemeli Üretim Yöntemlerinde Üretim Süreci	16
2.3.3.1. 3 Boyutlu Modelleme	16
2.3.3.2. Dosya Kaydetme	17
2.3.3.3. Dilimleme	17
2.3.3.4. Dosya Transferi.....	18
2.3.3.5 Boyutlu Baskı İşlemi	18
2.3.3.6. Son-İşlem	19
2.3.4. Eklemeli Üretim Sonrası İşlemler Yıkama ve Post-Kürleme	20
2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Eklemeli Üretim Yöntemleri	20
2.4.1. VAT Polimerizasyonu	21
2.4.1.1. Stereolitografi	22
2.4.1.2. Dijital Işık İşleme	23
2.4.1.3. Sıvı Kristal Ekran	25
2.4.1.4. Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi	26
2.4.2. Malzeme Ekstrüzyon	27
2.4.3. Toz Yatak Birleştirme.....	27
2.4.4. Malzeme Püskürtme	28
2.4.5. Yapıştırıcı Püskürtme	28
2.4.6. Doğrudan Enerji Biriktirme	29
2.4.7. Levhalı Sac Yöntemi	29
2.5. Yüzey Çakıştırma Yöntemi	30
3. MATERYAL VE METOT.....	33
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	35
3.2. Referans Alçı Modellerin Elde Edilmesi	36

3.3. Referans Alçı Modelin Dublike Edilerek Gruplandırılması	38
3.4. Alçı Modellerin Dijital Ortama Aktarılması.....	39
3.5. Tam Protez Kaidelerinin 3 Boyutlu Yazıcılar ile Üretim için Tasarlanması.....	39
3.6. Tam Protez Kaidelerinin 3 Boyutlu Yazıcılarda Üretilmesi.....	40
3.7. Tam Protez Kaidelerinin Konvansiyonel Basınçlı Mufla (KBM) ile Üretilmesi	43
3.8. Tam Protez Kaidelerinin Dijital Ortama Aktarılması.....	45
3.9. Dijital Ortamda Çakıştırma İşlemlerinin Yapılması	46
3.10. İstatistiksel Analiz.....	49
4. BULGULAR.....	51
4.1. Tüm Yüzey Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması	51
5. TARTIŞMA.....	60
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	72
KAYNAKLAR	73
EKLER	90
Ek-1. Etik Bildirim ve İntihal Beyan Formu.....	90
Ek-2. Etik Kurul Onay Formu	91

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca deneyimi ve bilgisiyle her daim yanımda olan, tez yazım sürecimde içtenlik, sabır ve özveriyle bana yol gösteren çok değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na,

Bu tez çalışmasını TDK-2023-12484 proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Klinik ve akademik olarak bilgi ve tecrübelerini her ihtiyaç duyduğumda benimle paylaşan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL, Prof. Dr. Funda BAYINDIR, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Doç. Dr. Esra KUL, Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN, Dr. Öğr. Üyesi R. Ersoy SAKARYA ve Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ'e,

Akademik çalışmalarım da daima bir telefon uzağımda olan, ihtiyaç duyduğum her an ve alanda bana destek olan Sayın Doç. Dr. Fatih ŞENGÜL'e ve canım dostum Dr. Öğr. Üyesi Periş ÇELİKEL'e,

Doktora eğitimim boyunca yan yana çalışmaktan mutluluk duyduğum, varlıklarıyla hayatımı güzelleştiren asistan arkadaşlarıma,

Tüm mesai arkadaşlarıma, hemşirelerimize, teknisyenlerimize ve personelimize,

Bugün bulunduğum yere gelmemin her aşamasında sonsuz emekleri olan, kızları olmaktan gurur duyduğum, desteklerini ve sevgilerini hiçbir zaman esirgemeyen canım aileme ve bütün destekleri için nişanlıma teşekkür ederim.

Nihan KAYA

ÖZET

3 Boyutlu Yazıcı Sistemleriyle Üretilen Maksiller Tam Protez Kaidelerinin Doku

Yüzeyi Adaptasyonuna Farklı Damak Derinliklerinin Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Tam protezlerin başarısında anatomik faktörler ve üretim yöntemlerindeki farklılıklar etkili olabilmektedir. Bu çalışmada, farklı üretim yöntemleri ile elde edilen tam protez kaidelerinin iç yüzeyinin, farklı damak derinliklerine sahip alçı modeller ile temsil edilen doku yüzeyine adaptasyonunun dijital ortamda karşılaştırılması amaçlandı.

Materyal ve Metot: 3 farklı damak derinliğine sahip 3 dişsiz maksiller ana model elde edilerek dublike edildi. Ardından yüzeyleri masaüstü 3 boyutlu tarayıcı cihazında tarandıktan sonra stereolitografi (stl.) formatında dijital ortama aktarılıp, 2 mm kalınlığında maksiller tam protez kaideleri tasarlandı. Dijital ışık işleme (DLP) ve Sıvı kristal ekran (LCD) olmak üzere 2 çeşit 3 boyutlu üretim yöntemi ve kontrol grubu olarak ise konvansiyonel basınçlı mufla (KBM) yöntemi ile kaide üretimleri gerçekleştirildi (n:12). Üretilen protez kaidelerinin palatal yüzeyleri taranıp dijital ortama aktarıldı. Taranan model ve kaide yüzeyleri yüzey çakıştırma yazılım programı kullanılarak çakıştırıldı ve sapmalar tespit edildi. Elde edilen sapma değerleri istatistiksel olarak değerlendirildi ($p<0.05$). Normal dağılıma sahip olan üç ve daha çok bağımsız grubun ortalamalarının karşılaştırılması için ANOVA, normal dağılım olmadığında Kruskal Wallis testi uygulandı. Farkı yaratan grup ya da grupların belirlenmesi için Post Hoc Bonferroni analizleri uygulandı.

Bulgular: Üretim yöntemleri ve damak derinliği için yapılan analizler sonucunda; DLP, LCD ve KBM gruplarında tüm bölgelerde damak derinliğine göre deviasyon ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edilmemiştir ($p>0.05$). Damak derinliği ve bölgeler için yapılan analizler sonucunda; sığ damak derinliği, damak kubbesi bölgesinde üretim yöntemlerine göre deviasyon ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Üretim yöntemleri ve bölgeler için yapılan analizler sonucunda; DLP grubun damak kubbesi bölgesinde damak derinliğine göre deviasyon ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0.05$). Üretim yöntemleri ve damak derinliği için yapılan analizler sonucunda; tüm üretim yöntemlerinde ve tüm derinliklerde bölgelere göre deviasyon ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p<0.05$).

Sonuç: Tüm gruplarda en düşük ortalama sapma değerleri damak kubbesi bölgesinde en yüksek ortalama sapma değerleri ise kaidenin kenar sınırları bölgesinde gözlenmektedir. DLP yöntemiyle tam protez kaide üretiminde sığ damak derinliğine sahip modellerde yüzey adaptasyonu LCD ve KBM yöntemine göre daha başarılı bulunmuştur. Farklı damak derinliklerinde, farklı üretim yöntemleri güvenle kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: 3 boyutlu üretim yöntemleri, damak derinliği, doku yüzey adaptasyonu, tam protezler

ABSTRACT

Investigation of the Effect of Different Palatal Vault Depth on Tissue Surface Adaptation of 3D Printed Maxillary Denture Bases

Aim: Anatomical factors and differences in production methods may be effective in the success of removable complete dentures. In this study, it was aimed to compare the adaptation of the intaglio surface of complete denture bases that have different palate depths in a digital environment obtained by different production methods.

Material and method: Three edentulous maxillary main models with 3 different palatal depths were obtained and duplicated. Then, after their surfaces were scanned, they were transferred to digital media in stereolithography (stl.) format, and 2 mm thick maxillary complete denture bases were designed. Two types of 3 dimensional production methods, digital light processing (DLP) and Liquid crystal display (LCD), were used, and the compression molding (KBM) method was used as the control group. The palatal surfaces of the produced denture bases were scanned and transferred to digital media. The scanned model and base surfaces were superimposed using the surface matching software and deviations were detected. The obtained deviation values were evaluated statistically ($p < 0.05$).

Results: The analyses performed using the production methods and palate depth demonstrated no statistically significant differences between the deviation measurements according to palatal depth in all regions for DLP, LCD and KBM groups ($p > 0.05$). The analyses performed for palate depth and regions showed a statistically significant difference between deviation measurements for the shallow palatal depth and the palatal dome region according to production methods ($p < 0.05$). The analyses performed for production methods and regions exhibited a statistically significant difference between deviation measurements for the palatal depth in the palatal dome region of the DLP group ($p < 0.05$). The analyses performed for the production methods and palate depth showed statistically significant differences between deviation measurements for the regions in all production methods and at all depths ($p < 0.05$). ANOVA was used to compare the means of three or more independent groups with normal distribution, and the Kruskal Wallis test was applied when there was no normal distribution. Post Hoc Bonferroni analyzes were applied to determine the group or groups that made the difference.

Conclusion: In all groups, the lowest average deviation values were observed in the palatal region and the highest average deviation values were observed in the edge borders of the denture base. In the production of complete denture bases with the DLP method, surface adaptation in models with shallow palate depth was found to be more successful than the LCD and KBM methods. Different production methods can be used safely at different palate depths.

Key Words: 3 dimensional manufacturing methods, complete dentures, palatal depth, tissue surface adaptation

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
<	: Küçük
>	: Büyük
CAM	: Bilgisayar destekli üretim
CLIP	: Sürekli sıvı arayüz üretimi
DLP	: Dijital ışık işleme
DMD	: dijital mikro ayna cihazı
FDM	: Eriyik yığma modelleme
g/cm³	: Gram/Santimetreküp
Gpa	: Gigapascal
KBM	: Konvansiyonel basınçlı mufla
KHN	: Knoop sertliği
LCD	: Sıvı kristal ekran
LED	: Işık Yayan Diyot
LOM	: Lamine nesne imalatı
Mpa	: Megapaskal
nm	: Nanometre
PEEK	: Polieteeretherketone
PEMA	: Polietil metakrilat
PMMA	: Polimetil metakrilat
POM	: Polioksi metilen
SLA	: Stereolitografi
SLM	: Seçici lazer ergitme
SLS	: Seçici lazer sinterleme

stl	:	Standart mozaikleme dili
UV	:	Ultraviyole
VAT	:	Tank foto polimerizasyonu
µm	:	Mikrometre



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Orta, derin ve sığ olmak üzere farklı damak şekilleri	5
Şekil 2.2. Polimetil metakrilat için polimerizasyon reaksiyonu	8
Şekil 2.3. Polimerizasyon reaksiyonu ve reaksiyona girmeyen artık monomerler	10
Şekil 2.4. Eklemeli üretim yöntemleri ve dental alanda kullanım.....	21
Şekil 2.5. VAT polimerizasyon yöntemleri	22
Şekil 3.1. Örnek grupları ve alt grupları	35
Şekil 3.2. Ölçüm çizgilerinin gösterildiği ana model	36
Şekil 3.3. Damak derinliği tespiti	37
Şekil 3.4. Farklı damak derinliklerine sahip metal kürelerle modifiye edilmiş referans modeller	38
Şekil 3.5. sığ damak derinliğine sahip dublike edilerek hazırlanan modeller	38
Şekil 3.6. Taranan alçı modelin stl. formatında kaydedilmesi	39
Şekil 3.7. Tam protez kaidelerinin 3 boyutlu tasarım programında tasarlanması	40
Şekil 3.8. DLP ve LCD tipi yazıcılarda ortak olarak kullanılabilen denture resin	41
Şekil 3.9. Destek üniteleri kaidenin labial yüzeyine, yatay düzleme göre 90° inşa açısı ile yerleştirilmesi.....	41
Şekil 3.10. Baskı işlemi tamamlandıktan sonra destekleriyle birlikte üretim tablasından ayrılan kaideler.....	42
Şekil 3.11. Kaidelerin üzerindeki desteklerin en manipülasyonu ile ayrılması.....	42
Şekil 3.12. Kaidelerin ultrasonik temizleyicide temizlenmesi	43
Şekil 3.13. LCD 3 boyutlu üretim yöntemleriyle üretilen kaideler	43
Şekil 3.14. Mufla içerisinde polimerizasyonları tamamlanan akrilik kaideler.....	44
Şekil 3.15. KBM yöntemleriyle üretimi tamamlanan kaideler.....	45

Şekil 3.16. Üretimi tamamlanan kaidelerin tarama işleminin yapılması.....	46
Şekil 3.17. Panda yazılımı tarafından taranmış kaide iç yüzeyinin görüntüsü.....	46
Şekil 3.18. Alçı referans modelin ‘CAD body’, üretilen kaidenin ‘Mesh’ seçeneğiyle programa eklenmesi	47
Şekil 3.19. Yüzey çakıştırma işleminin gerçekleştirilmesi.....	47
Şekil 3.20. “Best fit” yöntemi için kaidenin damak kubbesi bölgesi, alveol kret bölgesi ve kenar sınırları üzerinde alan seçimi.....	49
Şekil 3.21. Yüzey çakıştırma işleminin renk skalası ile görselleştirilmesi	49
Şekil 4.1. Tüm yüzeylerin sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği ...	53
Şekil 4.2. DLP üretim yöntemi için damak derinlikleri ve bölgelere göre ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği	56
Şekil 4.3. LCD üretim yöntemi için damak derinlikleri ve bölgelere göre ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği	57
Şekil 4.4. KBM üretim yöntemi için damak derinlikleri ve bölgelere göre ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği	58
Şekil 4.5. Üretim yöntemler ve damak derinliklerine göre düzenlenen renklendirilmiş yüzey çakıştırması sapma analizi	59

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Tutuculuğu etkileyen faktörler.....	4
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	34
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar	34
Tablo 3.3. Tolerans değerleri arasındaki farklı renklerin yorumlanması	48
Tablo 4.1. Üretim yöntemleri, yüzeyler ve damak derinliğine göre sapma değerlerinin (mm) minimum ve maksimum değerleri dağılımları	51
Tablo 4.2. Üretim yöntemleri ve damak derinliğine göre tüm yüzey sapma değerlerinin (mm) karşılaştırılması	52
Tablo 4.3. Üretim yöntemleri, yüzeyler ve damak derinliğine göre sapma ölçümlerinin dağılımları ve karşılaştırılması.....	54

1. GİRİŞ

Tam protezler dişsiz hastalar için etkili ve uzun yıllardır kullanılan bir tedavi yöntemidir (Zarb ve ark., 2012). Tam protezler farklı sistemler ve materyaller kullanılarak üretilir. Her tekniğin amacı, retansiyon, stabilite ve minimum üretim distorsiyonu ile doğru doku yüzey adaptasyonu sergileyen bir protez üretmektir (Goodacre ve ark., 2016). Tam protezler üretimi esnasında, kaidenin kalınlığına, kaide materyaline, üretimdeki basamaklara, damak kubbesinin ve rezidüel kretin şekline bağlı deformasyon ve distorsiyonlara uğrayabilmektedir (Sykora & Sutow, 1993). Damak derinlikleri, sıg (<6 mm), orta (6–12 mm) ve derin (>12 mm) olarak üç sınıfa ayrılmıştır. Farklı damak derinliklerinin, geleneksel sistemlerle üretilen kaidelerde protez kaide adaptasyonunu etkisini inceleyen çalışmalarda, damak derinliklerinin ve farklı üretim tekniklerinin kaide adaptasyonunu etkileyebildiği gözlemlenmiştir (Akaltan ve ark., 2020; DL, 1987; Saraf ve ark., 2013).

Polimetil metakrilat (PMMA) ve basınçlı muflalama tekniği tam protezler için temel üretim materyali ve tekniği olarak kullanılmaktadır. PMMA'nın en sık tercih edilen materyal olmasının sebebi düşük maliyeti, iyi estetiği, manipülasyon ve tamir kolaylığıdır (Baemmert ve ark., 1990). Ancak geleneksel yöntemle üretilen PMMA'larda hacimsel ve lineer küçülmelerle beraber bozulma da meydana gelebilmektedir. Bu bozulma, protez kaidelerinin alttaki mukozaya uyumunu azaltır (Hsu ve ark., 2020). Bu problemlerin üstesinden gelmek için yeni teknikler araştırılmaktadır.

Dijital diş hekimliğindeki en güncel yöntemlerden biri olan 3 boyutlu üretimin, artmış teknik doğruluk gibi birçok avantajı vardır (Park ve ark., 2018). Dijital hareketli tam protez üretimi, hasta seans sayısı, işlem süresini azaltırken sürekli katmanlama yoluyla aynı anda çok sayıda karmaşık geometrik şekil oluşturabilmektedir. Ayrıca üretim süreci ve üretim basamaklarını azaltıldığı için bu süreçte oluşabilecek hatalar

minimize edilerek protezlerin kalitesi arttırılabilir (Bidra ve ark., 2013; Hwang ve ark., 2019; Wang ve ark., 2021; Yoon ve ark., 2020).

Eklemeli yöntemlerde ışığa duyarlı akrilik esaslı likit rezinler ile tam protez kaideleri üretilir. En sık kullanılan yöntemler stereolitografi (SLA), sıvı kristal ekran (LCD) ve dijital ışık işlemedir (DLP) (Hwang ve ark., 2019). DLP ve LCD üretim yöntemlerinde sıvı reçine, 3 boyutlu CAD verilerini direkt olarak katmanlar şeklinde polimerize edilerek üretim yapılır. Günümüzde dijital tam protez kaideleri elde etmek için üretilen akrilik reçineler, DLP ve LCD üretim tekniklerinde kullanılmaktadır (Inaya Pereyra ve ark., 2015). Yapılan çalışmalarda 3 boyutlu yazıcılar ile üretilen tam protezlerin doğruluğunun klinik olarak kabul edilebilir seviyelerde olduğu bildirilmiştir. Ayrıca klinisyen ve hasta memnuniyetinin de yüksek olduğu belirtilmiştir (Chen ve ark., 2015; Inokoshi ve ark., 2012; Ucar ve ark., 2012).

3 boyutlu üretim sistemleri diş hekimliğinin popüler konularından olduğu için literatürde çalışma sayısı giderek artmaktadır. DLP teknolojisi, LCD teknolojisi ve konvansiyonel basınçlı mufla sistemiyle üretimleri damak şekilleri açısından beraber karşılaştırıldığı çalışmalara literatürde çok rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı, farklı damak derinliklerine sahip modeller üzerinden 3 boyutlu yazıcılar ile elde edilen tam protez kaide materyallerinin damağa bakan yüzeyinin, alçı modeller ile temsil edilen doku yüzeyine adaptasyonunun dijital ortamda karşılaştırmaktır. Çalışmanın sıfır hipotezleri:

- Farklı damak derinliklerinde doku yüzeyi adaptasyonu açısından üretim teknikleri arasında farklılık olmayacağı yönündedir.
- Çalışmada kullanılan 3 boyutlu üretim teknikleri ile kontrol grubu olan konvansiyonel basınçlı üretim yöntemi arasında doku yüzeyi adaptasyonu açısından farklılık olmayacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tam Protezler

2.1.1. Tam Protezlerin Tanımı ve Gelişimi

Tam protezler medikal terimler sözlüğünde, “Tüm dişleri ve bunlarla ilgili yapıları içeren, tamamen mukoza ve altındaki kemik tarafından desteklenen, çeşitli yollarla retansiyon sağlayan ve takıp çıkarılabilen aygıtlar” şeklinde tanımlanmaktadır (Dorland, 1925). Bilinen bir gerçek olarak, tam protez kullanan hastalar çoğunlukla yaşlı bireylerden oluşmaktadır. Yaşlanma süreciyle birlikte artan diş kaybı, tam ve kısmi dişsiz hastaların sayısında artışa neden olmaktadır. Bu nedenle yaşlılık ve tam protez kullanımı arasındaki etkileşimi anlamak büyük önem taşımaktadır (Slack-Smith ve ark., 2015).

Tam protezlerin temel amacı, diş ve doku kayıplarını telafi ederek çiğneme kuvvetlerini kaide plağı aracılığıyla çene kemiğine iletmektir. Hangi türde olursa olsun, gerçekleştirilen protetik tedavinin, fonksiyonel, estetik, fonetik, psikolojik ve biyolojik ihtiyaçları karşılayacak nitelikte olması gerekmektedir. Tüm bu gereksinimler, tam protezin yapım aşamasında dikkate alınarak sağlanmaya çalışılır (Çalikkocaoğlu, 2010).

2.1.2. Tam Protezlerde Tutuculuk

Tam protezlerde tutuculuk(retansiyon), önemsenmesi gereken önemli konuların başında gelir. Ağız içerisinde sabit durmayan bir protezle hiçbir fonksiyon yerine getirilemez. Bitirilmiş protezlerin tutuculuğunu geliştirmek uzun işlemler gerektirdiği için başlangıçta dikkatli ve doğru davranılmalıdır (Çalikkocaoğlu, 2010).

Protez terimleri sözlüğü tutuculuğu, “Protezin giriş yolu boyunca yerinden çıkarma kuvvetlerine karşı gösterdiği direnç” şeklinde tanımlamaktadır (Ferro ve ark., 2017). Başka deyişlerle tutuculuk, mukoperiost ile ölçü yüzeyi arasındaki bağlantıyı fonksiyonel kuvvetlerin bozmadığı durum olarak veya besin maddelerinin yapışkanlığına, yer çekimine ve çenelerin açılmasıyla meydana gelen kuvvetlere karşı

koyan ve protezde kendiliğinden bulunması gereken bir özellik olarak tanımlanabilir. Tam protezlerin tutuculuğuna direkt veya indirekt şekilde etki eden birçok faktör vardır. Bu faktörler 3 ana başlık altında incelenebilir (Tablo 2.1.) (Çalikkocaoğlu, 2010). Ayrıca tam protezler üretimi esnasında, kaidenin kalınlığına, kaide materyaline ve üretimdeki basamaklara bağlı deformasyon ve distorsiyonlara uğrayabilmektedir ve bu deformasyonlar sonucunda tam protezlerin tutuculuğu olumsuz yönde etkilenebilmektedir (Sykora & Sutow, 1993).

Tablo 2.1. Tutuculuğu etkileyen faktörler

Anatomik Faktörler	Fiziksel Faktörler	Diğer Faktörler
Damak şekli	Yüzey gerilimi	Süksiyonlar
Alveol kret yüksekliği	Adezyon	Spiral yaylar
Alveol kret genişliği	Kohezyon	Mıknatıslı protezler
Tuberlerin şekli	Viskozite	Mikrovalflar
Vestibül derinliği	Kapillarite	
Toruslar	Yer çekimi	
Frenilum bağlantıları	Atmosfer basıncı	
Tükürük	Protez adezivleri	
Dil		
Mukoza kalınlığı		
Statik kemik kavimleri		

2.1.2.1. Anatomik Faktörler

Anatomik faktörler tamamen hastaya bağlı faktörlerdir. Bu faktörlerden bazılarının değiştirilmesi mümkün değilken bazıları cerrahi yöntemlerle değiştirilebilir. Başlıca anatomik faktörler, alveol kretinin yüksekliği, alveol kret genişliği, toruslar, frenilum bağlantıları ve damak şeklidir (Çalikkocaoğlu, 2010).

Damak şekli üst tam protezin tutuculuğuyla yakından ilgilidir. İdeal damak şekli palatinal kubbenin derin ve kesitinin kare şeklinde olduğu vakalardır. Bu durumda yüzey

alanı artacağı için adezyon kuvvetleri ve dolayısıyla tutuculuk artar. Ayrıca protez, lateral ve vertikal basınçlara karşı dirençli bir hal alır. Damak derinliği azaldıkça bu olumlu etkiler azalır, damak sıkıştıkça kret yüksekliğinin de azalmasına neden olabilir ve protez lateral kuvvetlere karşı dirençsiz hale gelir. Damak derin yani üçgen şeklinde olduğunda lateral kuvvetlere kare damak şekli kadar olmasa da kısıtlı oranda dayanıklılık gösterebilir (Çalikkocaoğlu, 2010). Damak derinlikleri, sık (<6 mm), orta (6–12 mm) ve derin (>12 mm) olarak üç sınıfa ayrılmıştır (Şekil 2.1.) (Johnson ve ark., 1986; Dalkiz ve ark., 2012). Geleneksel sistemlerle üretilen kaidelerde damak derinliklerinin protez kaide adaptasyonuna etkisini inceleyen çalışmalarda damak derinliklerinin ve farklı üretim tekniklerinin kaide adaptasyonunu etkileyebildiği gözlemlenmiştir (Akaltan ve ark., 2020; Saraf ve ark., 2013).



Şekil 2.1. Sık, derin ve orta olmak üzere farklı damak şekilleri

2.1.2.2. Fiziksel Faktörler

Protezin doku yüzey alanı, hermetik kapama ve protez-doku uyumu fiziksel retansiyonda önemli olan tam protez özellikleridir. Protez retansiyonu, ölçü yüzey alanıyla artış gösterir. Dolayısıyla, protezler, hareketli dokuların kısıtlamalarını dikkate alarak mümkün olduğunca geniş bir alanı kaplamalıdır (Basker ve ark., 2011).

Kaide plağının altına hava, tükürük ve diğer maddelerin girmesini engellemek için, dokuların hafifçe itilerek tüm kenarların sıkıca kapatılması işlemine hermetik kapama denir. Hermetik kapama, atmosfer basıncının protez kaidesi ile doku arasındaki basınçtan yüksek olmasını sağlar. İki basınç arasındaki fark ne kadar fazla olursa, protezin tutuculuğu da o kadar iyi olur (Çalikkocaoğlu, 2010). Protez kenarları, hareketli dokuların ulaştığı ancak protezin dokudan uzaklaşmasına neden olmayacak sınırlara kadar

uzatılmalıdır. Aksi halde, kenarlar bu sınırı aştığında, hareketli dokuların işlevi sırasında protez dokudan uzaklaşabilir (Drago, 2003).

Protez tutuculuğunun artırılması için, tükürük tabakasının ince ve doku yüzeyini tamamen kaplayacak şekilde olması arzulanır. Tükürük tabakasının incelik ve devamlılığı, protezin retansiyon kuvvetlerini etkiler; bu nedenle, protez kaidesi ile dokular arasındaki uyum, tükürük tabakasının özellikleriyle de ilişkilidir. Bu sebeple, protezlerin dokularla uyumu mümkün olduğunca iyileştirilmelidir. Uyumsuzluk durumunda, tükürük tabakasının kalınlığı artar ve iç-dış basınç farkı azalır, ayrıca adeziv ve koheziv çekim kuvvetleri zayıflar. Sonuç olarak, hermetik kapanma etkinliği düşer (Basker ve ark., 2011).

2.2. Protez Kaide Materyalleri

Protezin dokuya bakan yüzeyiyle temas halinde olan ve dişleri içermeyen bölümüne protez kaidesi denir (Hobrink ve ark., 2003). İdeal bir protez kaide materyalinde olması gereken özellikler aşağıda belirtilmiştir (McCabe & Walls, 2008);

- Görünümü ağız dokularını taklit etmelidir.
- Camsı geçiş fazı sıcaklığı, deformasyona ve yumuşamaya karşı dirençli olacak yükseklikte olmalıdır.
- Uzun süreli kullanımda iç streslere, termal yumuşamaya, su emilimine ve devam eden polimerizasyona karşı yeterli boyutsal stabilitede olmalıdır.
- Kullanım konforu sağlanması ve yer çekimine direnç göstermesi amacıyla ağırlığı hafif olmalıdır.
- Yeterli termal iletkenliğe sahip olmalıdır.
- İnhalasyon ve yutma ihtimaline karşı radyopak olmalıdır.
- Elastik modülü yüksek olmalı ve rijit olmalıdır. Bükülme dayanımı, kırılmaya karşı direnci yeterli düzeyde olmalıdır.

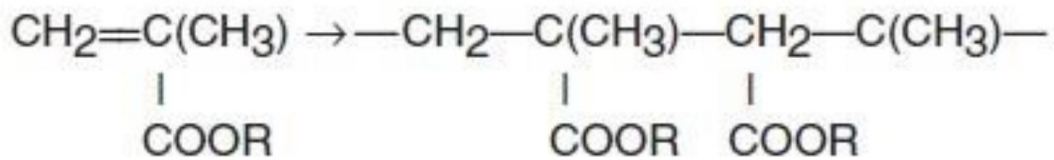
- Yorgunluk sınırı, uzun süreli kullanımı tolere edebilmek için yüksek olmalıdır.
- Herhangi bir kaza durumunda parçalanmaması veya düşürüldüğünde kırılmaması için çarpma dayanımı yeterli düzeyde olmalıdır.
- Sert gıdalara veya temizlik maddelerine direnç gösterebilmesi için abrazyon dayanımı yüksek olmalıdır.
- Oral sıvılarda çözünmemeli veya absorbe etmemeli ve kimyasal olarak inert olmalıdır.
- Polimerizasyon öncesi aşamalarda dental teknisyenler için tahriş edici veya toksik olmamalıdır.
- Polimerizasyon sonrası kullanımda toksik olmamalıdır ve biyouyumlu olmalıdır.
- Hijyenik bir yapısı olmalıdır ve fungal ve bakteriyel kolonizasyona karşı dirençli olmalıdır.

Kaide üretiminde, tahta ve kemikten başlayıp metal ve polimerlere gelişen çeşitli malzemeler tercih edilmiştir. 1937 yılında akrilik rezinler piyasaya sürülmüştür ve bu gelişme, akrilik rezinlerin protetik diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanı bulmasına yol açmıştır. Günümüzde çeşitli metaller, polioksi metilen (POM), polietetereterketon (PEEK), poliamid, polietil metakrilat (PEMA) ve polimetil metakrilat (PMMA) akrilik rezinler gibi polimerler, tam protez kaidesi malzemesi olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Hobrink ve ark., 2003).

PMMA, protez kaide materyali olarak 1940'larda kullanılmaya başlanmıştır ve günümüzde hala en sık tercih edilen protez kaide materyalidir. Polimetil metakrilatın polimerizasyon reaksiyonu ile üretilmektedir (Şekil 2.2.) (Anusavice ve ark., 2013). Saf halde bulunan polimetil metakrilat şeffaftır. Dental kullanımını artırmak ve

kolaylaştırmak adına, polimer farklı renklere kolayca dönüştürülebilir ayrıca gölge ve yarı şeffaflık derecesi değiştirilebilir. Boyutsal stabilite, yüksek elastik modül, mekanik dayanıklılık, işlenebilirlik ve düşük sıvı çözünürlüğü gibi özellikler, PMMA'nın protez kaidesi üretiminde uygun bir malzeme olarak kullanılmasını sağlar (Aguirre ve ark., 2020; Anusavice ve ark., 2013). Polimetil metakrilatın genel özellikleri aşağıda belirtilmiştir (Anusavice ve ark., 2013);

- PMMA sağlamdır, protez üretimi oldukça kolaydır, gerçekçi görünüm sağlamak için pigment eklenebilir, aşınmaya dirençlidir, kolayca temizlenebilir, sterilize edilebilir, oldukça dayanıklıdır ve biyouyumludur.
- İmbibisyon özelliği gösterir.
- Nonkristalize yapısı yüksek miktarda iç enerjiye sahiptir. Bu durum, moleküler difüzyona sebep olabilir.
- Lineer bir polimer yapıda olmasından dolayı aseton ve kloroform gibi organik çözücülerde çözünebilir.
- Morötesi ışık altında su benzeri berraklıkta şeffaftır ve 250 nm'ye kadar olan dalga boylarında görünür.
- Knoop sertliği 18-20 KHN'dir.
- Yoğunluğu 1.19 g/cm³'tür, 60 MPa'a yakın bir gerilme dayanıklılığına ve 2.4 GPa'ya yakın bir elastik modüle sahiptir.



Şekil 2.2. Polimetil metakrilat için polimerizasyon reaksiyonu

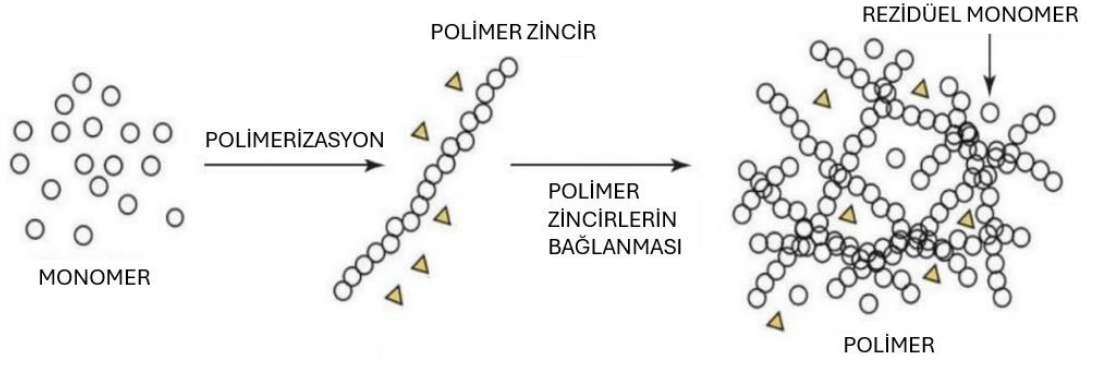
2.2.1. Polimerler

2.2.1.1. Polimerlerin Yapısı ve Özellikleri

Polimerler, yüksek sayıda düşük ağırlığa sahip monomerin kimyasal reaksiyonla birbirleriyle birleşerek oluşturduğu uzun zincirli makromoleküllerdir (O'Brien, 2002). Polimeri oluşturan moleküllere monomer denir. Polimer molekülleri, farklı tipteki monomerlerin karışımından hazırlanabilir. İki veya daha fazla farklı tipteki monomerler birleştiğinde kopolimerler, üç farklı birim içeriyorlarsa terpolimerler olarak adlandırılır (Sakaguchi R ve ark., 2019). Polimerlerin temel özellikleri, büyük makromoleküllerden oluşmaları ve neredeyse sınırsız konfigürasyon ve konformasyona sahip olan zincir benzeri moleküler yapıda olmalarıdır. Ek olarak, zincir uzunluğu, tekrar eden ünitelerin moleküler yapısı, dallanma derecesi, doldurucu ve plastikleştirici ajan varlığı, çapraz bağlanma miktarı ve zincirler arasındaki düzen, polimerlerin özelliklerini belirleyen faktörlerdir (Anusavice ve ark., 2013). Reçine kavramı ise, materyal özellikleri açısından daha üstün olan monomerlerin veya makromoleküllerin farklı materyallerle birleşmesi sonucu elde edilen kimyasal karışımlara verilen ismi ifade eder. Plastikler, sentetik polimerler olarak bilinir ve diş hekimliğinde sıkça kullanılan kompleks şekillere ısı, basınç veya kimyasal reaksiyonla dönüştürülebilirler. Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilikler de polimer yapısındadır (O'Brien, 2002).

2.2.1.2. Polimerizasyon

Polimer oluşturmak üzere monomerlerin birleşmesi işlemine polimerizasyon denir (Şekil 2.3) (Powers ve ark., 2017). Bu işlem, tekrarlanan moleküler zincir büyüme reaksiyonu olup neredeyse sürekli bir şekilde devam edebilir ve sonucunda çok yüksek moleküler ağırlıklara ulaşabilir (Anusavice ve ark., 2013).



Şekil 2.3. Polimerizasyon reaksiyonu ve reaksiyona girmeyen artık monomerler

Polimerizasyon sırasında meydana gelen kimyasal reaksiyonlarda yan ürünler çıkabilir ve bu durum polimerlerin fiziksel yapısında önemli bir rol oynar. Polimerizasyon ilerledikçe büzülme eğilimi gösterir ve bu durum negatif klinik sonuçlara sebep olabilir (Powers ve ark., 2017). Monomerlerin polimerlere dönüşme miktarını ifade eden terim polimerizasyon derecesidir. Polimerizasyon derecesi, polimerin fiziksel özelliklerini önemli ölçüde etkiler, çünkü kısa zincirler, ağdaki uzun zincirlerle farklı etkileşime girer. Yüksek polimerizasyon derecesi, klinik uygulamalarda istenen daha sert ve daha az çözünür polimer ağlarının oluşumuna olanak tanır (Powers ve ark., 2017). Polimerizasyon derecesi, sıcaklık, aktivasyon yöntemi, başlatıcı türü, başlatıcı konsantrasyonu ve saflık gibi polimerizasyon koşullarına bağlı olarak değişebilir (Anusavice ve ark., 2013). Polimerizasyon çeşitli şekillerde gerçekleşse de kondenzasyon polimerizasyonu ve katılma polimerizasyonu olmak üzere temel iki ana polimerizasyon reaksiyonu vardır. Kondenzasyon polimerizasyonunda, polimer zincirleri genellikle düşük moleküler ağırlıklı yan ürünler oluşturarak monomerlerin adım adım bağlanmasıyla büyür. Katılma polimerizasyonu, kimyasal değişim ve yan ürün oluşumu meydana gelmeden kimyasal olarak aynı yapıda çift bağ içeren çok sayıda doymamış yapıdaki moleküllerin bir araya gelerek yüksek molekül ağırlıklı makromolekül

oluşturmasıdır. Protez kaidesi üretiminde kullanılan polimerler katılma tipi polimerizasyonla oluşmaktadır (Anusavice ve ark., 2013; O'Brien, 2002).

Geleneksel tam protez üretiminde en sık kullanılan teknikler, konvansiyonel basınçlı mufla, dökülebilir (akıtma yöntemi) ve enjeksiyonlu sistemli mufla teknikleridir. Isı, görünür ışık veya kimyasal yollarla polimerize olan akrilik rezinler, geleneksel tam protez üretiminde tercih edilen malzemeler arasındadır (Çalikkocaoğlu, 2010; O'Brien, 2002).

2.2.2. Isı ile Polimerize Olan PMMA Esaslı Akrilik Rezinler

Neredeyse bütün protezlerin üretiminde ısıyla polimerize olan akrilik rezinler kullanılmaktadır. Bu tür materyallerde polimerizasyon, mikrodalga fırını veya su banyosu yardımıyla sağlanır. Isı uygulanması, benzoil peroksitin ayrışmasına ve serbest radikaller ortaya çıkarılmasına sebep olur. Oluşan serbest radikaller de böylece polimerizasyonu başlatır (Aguirre ve ark., 2020; Anusavice ve ark., 2013). Isıyla polimerize olan akrilik rezinler genellikle toz ve likit formunda bulunur. Likit çoğunlukla polimerize edilmemiş metil metakrilat içerir. Toz kısmı ise ağırlıklı olarak mikro boyutlu küreler şeklinde önceden polimerize edilmiş polimetil metakrilat reçinesi içerir. Monomer yapıları polimer kısmın bir bölümünü çözebilir ve bunun sonucu olarak plastik hamur benzeri şekillendirilebilir bir materyal meydana gelir. Bu materyal uygun şekilde tasarlanmış bir kalıba yerleştirilerek polimerize edilir (Anusavice ve ark., 2013). Bu akrilik rezinlerde su banyosu kullanımı en sık kullanılan polimerizasyon yöntemidir. Bu yöntem, ekonomik ve kolaydır ancak işlem süresinin vakit alıcı olması önemli bir dezavantajdır (Banerjee ve ark., 2010; Gad ve ark., 2019).

2.2.3. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Bir kısım akrilik rezinlerde polimerizasyonu başlatmak için kimyasal aktivatörler görev alır. Kimyasal aktivasyon, polimerizasyonun ısı gerektirmediği ve bu nedenle oda

sıcaklığında tamamlanabileceği anlamına gelir. (Aguirre ve ark., 2020; Anusavice ve ark., 2013). Dimetil-para-toluidin, üçüncü bir amin olarak kimyasal aktivasyon sağlamak amacıyla rezin likidine eklenir. Toz ve likit karıştırıldığında dimetil-para-toluidin, benzoil peroksitin ayrışmasını sağlar ve serbest radikal oluşarak polimerizasyon reaksiyonlarını başlatır. Mekanizmanın geri kalanı ısı ile polimerize olan sistemlerdeki gibi devam eder (Anusavice ve ark., 2013). Polimerizasyon ısıyla sertleşen rezinlere göre daha düşük olduğu için artık monomer oranı daha yüksektir. Artık monomerler rezin için plastikleştirici gibi davrandığı için üretilen kaidenin bükülme direnci önemli derecede azalır (Aguirre ve ark., 2020; Anusavice ve ark., 2013).

2.3. Protez Kaide Üretiminde CAD/CAM Yöntemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemlerinin (CAD/CAM) diş hekimliğine girişi 1971 yılında Dr. Duret sayesinde olmuştur. Dr. Duret 1983 yılında ilk CAD/CAM restorasyonunu üretmiştir (Priest, 2005). Son yıllarda diş hekimliğindeki teknolojik ilerlemeler sayesinde, CAD/CAM sistemlerinde de gelişmeler yaşanmıştır ve CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği pratiğinde kullanılması, farklı üretim tekniklerini bir araya getirerek, hekimlerin ve laboratuvarların daha estetik ve dayanıklı restorasyonlar elde etmelerini sağlamıştır (Özdoğan & Bayındır, 2019).

Total protez yapımında CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasının birçok avantajı bulunmaktadır. CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilen protezler, hastaların klinik ziyaret sayısını ve klinisyenlerin hasta ile geçirdiği süreyi azaltmaktadır. Dijital protezler, aynı protezin birden fazla kez üretilmesine olanak tanır ve hastaların eski protezlerinin interoklüzal mesafe ve diş dizilimlerini tam olarak taklit edebilir. Tüm bu bilgiler dijital olarak saklandığı için, protez kaybı, kırılması veya cerrahi rehber hazırlanması gibi durumlarda kolayca erişilebilir. Bunun yanı sıra, bu iş akışı teknisyenlerin iş yükünü azaltır. Dijital protez üretimi, dental teknisyenler için daha doğru ve tekrar üretilebilir

protezler yapmalarına yardımcı olurken aynı zamanda zaman kazandırır (Baba, 2016; Baba ve ark., 2021).

Total protezlerin CAD/CAM sistemleri ile üretiminin bazı dezavantajları vardır. Kaide ve dişler arasındaki bağlantının manuel olarak yapılma gerekliliği, teknisyen ve klinisyen açısından gerekli olan eğitim ve öğrenme süreci, kullanılan sistem ve materyallerin maliyetinin yüksek olması, özellikle eksiltmeli üretim yöntemiyle üretilen protezlerin yapım süreci bitiminde meydana gelen artık materyallerin plastik kirliliğine sebep olması ve literatürde konu üzerine yeterli çalışma bulunmaması CAD/CAM sistemleri ile total protezlerin üretimin dezavantajları olarak kabul edilebilir (Baba, 2016; Baba ve ark., 2021).

CAD/CAM sistemleri 3 yapısal elemandan meydana gelmektedir:

- İlgili bölgeyi tarayarak 3 boyutlu görüntüyü dijital ortama aktaran mekanik veya optik tarayıcı,
- Tasarımın oluşturulduğu yazılım programı,
- Tasarımın 3 boyutlu üretimi sağlayan ünite (Kalaycı & Bayındır, 2015).

Yazılım üzerinden tasarımı yapılan restorasyonları, seçilen malzemeden bilgisayar kontrolüyle üretmek için bilgisayar destekli üretim cihazları (CAM) kullanılır. Bu üretim, eksiltmeli (subtractive manufacturing), veya eklemeli (additive manufacturing) üretim sistemleri olmak üzere ikiye ayrılır (Bilgin ve ark., 2016).

2.3.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemi

Protez kaide üretimi, eksiltmeli üretim yönteminde önceden polimeri edilen özel reçine diskler, üretilen tasarıma uygun freze edilerek gerçekleştirilir (Batisse & Nicolas, 2021). Freze veya prefabrike sistem kullanılarak üretilen yapay dişler protez kaidesine yapıştırılabilir veya protez kaidesi ile birlikte tek parça halinde freze edilerek kullanılabilir (Schweiger ve ark., 2018).

Prepolimerize polimerler kullanıldığı için uğradıkları boyutsal değişiklik konvansiyonel tekniklerine göre daha azdır ve uyumları daha iyidir. Ayrıca fiziksel özellikleri daha üstün olduğu için bukkal ve palatinal bölgelerde daha ince üretime olanak sağlar (Baba, 2016; Baba ve ark., 2021). Bu yöntemde bazı önemli dezavantajlar bulunmaktadır. Materyal kazınırken oluşan talaşlar malzeme israfına yol açar, karmaşık geometrilerin üretiminde yeterli hassasiyet sağlanamaz, kazıma sırasında sürtünmeye bağlı olarak malzemenin yapısında kalıcı hasarlar meydana gelir, bunun yanı sıra kazıma esnasındaki sürtünme kaynaklı, faz değişimi ya da mikro çatlaklar gibi kalıcı hasarlar oluşur ayrıca kazıma frezlerinin maliyeti de mevcuttur. Tüm bu dezavantajlar, eklemeli imalat teknolojilerini kazıma temelli üretim yerine tercih edilebilir kılmıştır (Alghazzawi, 2016; Van Noort, 2012).

2.3.2. Eklemeli Üretim Yöntemi

Amerikan Test ve Malzeme Birliği, ‘bir katmanın diğeri üzerine eklenerek 3 boyutlu tasarımdan nihai nesnenin oluşturulma süreci’ şeklinde eklemeli üretimi tanımlamaktadır (ASTM International, 2012). Başka bir deyişle eklemeli üretim yöntemi, bir materyalin katmanlar şeklinde eklenerek istenen şekil ve boyuttaki objeye dönüştürülmesi felsefesine dayanır. Bu teknoloji ve 3 boyutlu yazıcılar, protetik uygulamalardaki dijital iş akışlarına hızla entegre edilmiştir (Technologies, 2009).

3 boyutlu yazıcılarda çoğunlukla ışııkla polimerize olan reçineler kullanılır. Bu reçinelerde genelde çapraz bağ yapan birimler olarak epoksi ve/veya akrilat fonksiyonel gruplar bulunur. Reçineler, bir UV ışığına maruz kaldıklarında radikaller veya katyonlar oluşturmak için ışııkla aktive olan fenon veya fosfin oksit grupları içeren başlatıcılarla karıştırılır. Polimerizasyon boyutunu kontrol etmek için reçinelerin içine organik boyalar veya emiciler eklenir. 3 boyutlu yazıcılarda baskı performansını optimize etmek kritiktir. Baskı performansı için eklenen özel formüle edilen içerikler, polimerizasyon kinetiğini

etkilediği için, sadece 3 boyutlu baskı şirketleri tarafından gizli tutulan ve kullanıcılarla paylaşılmayan tescilli kimyasallardır. Reçine çeşitliliğindeki yetersizlik, polimer üretiminde 3 boyutlu yazıcı kullanımını sınırlamaktadır (Ko ve ark., 2017).

Eklemeli üretim tekniği, dijital verilerin toplanması ve işlenmesinin ardından dilimlenen obje dosyasının 3 boyutlu yazıcılar aracılığıyla üretilmesini sağlar. 3 boyutlu yazıcıdan çıkan nesnenin post kürlenme aşamasıyla temizlenmesi ve polimerizasyonun tamamlanması gerekmektedir. Farklı 3 boyutlu yazıcı sistemleri ve polimerleri, farklı post kürlenme ve temizleme önerileri sunmaktadır (Fahad ve ark., 2013; Singh, 2013).

2.3.2.1. Eklemeli Üretim Yöntemlerinin Avantajları

- Eksiltmeli üretim yönteminde kullanılan frezler üretim sırasında kuvvet uygular. Eklemeli üretim sisteminde bu kuvvetler olmadığından pasif bir üretim yöntemi olarak kabul edilir.
- Üretim platformunun büyüklüğüne bağlı olarak istenilen boyutta objeler üretilebilir (Jockusch & Özcan, 2020).
- Çok karmaşık şekillerin elde edilmesine imkân verir.
- Eksiltmeli üretim yöntemine göre atık malzeme miktarı çok daha azdır (Azari & Nikzad, 2009).
- Yaklaşık %95 oranında materyal kazancını sağlamaktadır ve üretim maliyeti açısından çok avantajlıdır (Salamon, 2014).

2.3.2.2. Eklemeli Üretim Yöntemlerinin Dezavantajları

- Kullanılabilecek mevcut reçine türlerinin az olması nedeniyle kullanım sınırlanmaktadır.
- 3 boyutlu yazıcılarla ilgili teknoloji, yeni olması nedeniyle daha fazla araştırma ve literatür desteğine ihtiyaç duymaktadır.
- Hassasiyeti kullanılan üretim yöntemi teknolojisine göre farklılık göstermektedir.

- Eklemeli üretim sırasında yüzey kalitesi, çözünürlük ve tabakalar arası bağlantılarla ilgili problemler meydana gelebilir (Ngo ve ark., 2018).
- 3 boyutlu yazıcı ile üretilen objelerin özelliklerini, 3 boyutlu yazma parametreleri, materyal seçimi, kullanılan teknoloji, post-yıkama ve kürleme işlemleri etkilemektedir (Piedra-Cascón ve ark., 2021).
- Kaide yenilenmesi veya besleme gerektiren durumlara henüz cevap verebilecek bir yöntem değildir (Wagner & Kreyer, 2021).

2.3.3. Eklemeli Üretim Yöntemlerinde Üretim Süreci

Üretim süreci altı temel aşamadan oluşur. Bu aşamalar şu sırayla gerçekleşir:

- Üretilen nesnenin dijital ortamda 3 boyutlu modeli hazırlanır.
- Hazırlanan model dosyası daha sonra dilimleme yazılımında kullanılabilir bir formata dönüştürülür.
- Model dosyasındaki veriler dilimleme yazılımına aktarılır, dilimlenir ve kodları çıkarılır.
- 3 boyutlu yazıcıya bu bilgiler aktarılır.
- Baskı işlemiyle nesne fiziksel olarak üretilir.
- Nesne destek yapılarından temizlenir.
- Son işlem aşamasına geçip bitirilir (Sürmen, 2019).

2.3.3.1. 3 Boyutlu Modelleme

3 boyutlu baskı sürecinde, ilk adım olarak basılacak nesnenin 3 boyutlu modeline ihtiyaç duyulur. Üretim öncesinde, istenilen özelliklere uygun olarak ürünün bilgisayar ortamında 3 boyutlu modelinin tasarlanması veya mevcut bir nesnenin lazer tarayıcı ile taranarak elde edilen stereolitografi (stl.) dosyasının kullanılması gereklidir. Hazırlanan modelin herhangi bir açık yüzeye sahip olmaması ve kapalı bir hacme sahip olması gerekir. Model bilgisayar ortamında hazırlandıktan sonra stl. dosyası olarak kaydedilir.

Masaüstü yazılımların yanı sıra, bulut bilişim teknolojileri altyapısı ile çalışan web tabanlı yazılımlar da tercih edilebilir. Bu tür yazılımlar, diğer modelleme yazılımlarından farklı olarak 3 boyutlu yazıcılar için daha fazla özelleştirilmiştir. Ayrıca, 3 boyutlu yazıcılar için özel olarak hazırlanmış hazır modeller de bulunmaktadır. Bu modeller, çeşitli internet platformlarında bulunabilir. Farklı tasarımcılar tarafından oluşturulan modellerin yüklendiği bu platformlar sayesinde, üreticiler ek bir modelleme işlemi yapmadan kendi istedikleri nesneleri üretebilirler (Şahin & Turan, 2018).

Montaj parçalarının tek seferde basılması arzu edilen durumlarda, hareketli parçaların arasındaki boşluklar 3 boyutlu yazıcının yetenekleri göz önünde bulundurularak belirlenmelidir. Eğer model bir 3 boyutlu tarama sistemi ile elde edilmişse, detaylı bir analiz yapılmalı, yüzey kusurları varsa bir mesh tamir yazılımında düzeltilmeli ve boyutları kontrolden geçirilmelidir (Sürmen, 2019).

2.3.3.2. Dosya Kaydetme

3 boyutlu modelin elde edilmesinin ardından, dilimleme yazılımına aktarılmadan önce, yazılımın tanıyabileceği bir formata dönüştürülmelidir. 3 boyutlu baskı işlemlerinde genellikle stl. dosya formatı kullanılmaktadır. Dosya stl. formatına dönüştürüldükten sonra, model üzerinde değişiklikler yapılamaz; ancak modelin boyutu ve yönü değiştirilebilir (Şahin & Turan, 2018).

2.3.3.3. Dilimleme

Stl. dosyasındaki model, dilimleme yazılımı tarafından katmanlara ayrılmaktadır. 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 katı şekillerini belirlemeye çalışır (Şahin & Turan, 2018).

Dilimleme yazılımı, 3 boyutlu nesneyi bir dizi yatay katmana böler ve 3 boyutlu yazıcı kafasının (ekstrüderin) her bir katmanı nasıl döküleceğini belirler. Katı şekiller, yazıcının belirlediği katman yüksekliği kalınlığına göre kesilir. Yazıcı, tasarım ürününü katman katman iki boyutlu olarak oluşturur ve verilen katman yüksekliği ile katmanlar arasında üçüncü boyutta hareket eder. Dilimleme işleminin kalitesi, baskı sonucu üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (Baumann ve ark., 2016).

3 boyutlu üretim sırasında, katman kalınlığı, dolgu deseni, dolgu miktarı, hız ve sıcaklık gibi gerekli bazı parametreler bulunmaktadır. Katman kalınlığı, objenin z eksenindeki hassasiyetini belirleyen parametredir. Obje detaylarının çok önemli olmadığı hızlı prototiplemelerde kalın katman kalınlığına sahip düşük çözünürlüklü parametreler kullanılabilir. İç dolgu katmanlarındaki geometriyi, dolgu deseni parametresi belirler. 3 boyutlu yazıcıların en önemli özelliklerinden biri de dolgu miktarıdır. Dolgu miktarı objenin iç hacminin doldurma ihtiyacı duyulmadan üretilmesinde önemlidir. Dayanıklı ve sağlam bir ürün için % 100 dolu üretim yapılabilir fakat doluluk yüzdesinin artması, üretim süresi ve kullanılacak malzeme miktarını da artırır. Üretimdeki hız ve sıcaklık genelde üretilecek geometriye bağlı çeşitlilik gösterebilir. Püskürtücünün hangi hızda hareket edeceği ve ne kadar sıcaklığa kadar ısıtılacağı bu parametrelerle belirlenir (Dizon ve ark., 2021; Şahin & Turan, 2018).

2.3.3.4. Dosya Transferi

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

2.3.3.5 Boyutlu Baskı İşlemi

Dilimleme yazılımından elde edilen kodları tanıyan yazıcı, kalibrasyon ayarları tamamlandıktan sonra üretime başlamaktadır.

Baskı işlemine geçmeden önce 3 boyutlu yazıcının düz bir zemin üzerine yerleştirildiği ve yazdırma tablasının doğru bir şekilde yerleştirildiği kontrol edilmelidir. Ardından, yukarıda anlatılan kalibrasyon ayarları ve malzeme yükleme işlemleri gerçekleştirilebilir. Dosya aktarımının da sağlanmasıyla, 3 boyutlu yazıcı, G-kodlarını tanır sonra gerekli sıcaklık değerine ulaşana kadar bekler ve baskı işlemine başlar. Sıcaklık ayarı ayrıca 3 boyutlu yazıcı menüsünden de manuel olarak yapılabilir. Baskı işlemi, kullanılan 3 boyutlu yazıcı teknolojisine ve belirli parametrelere göre farklılık gösterebilir, bu da baskı süresinin değişebileceği anlamına gelir. Baskı süresi ayrıca belirlenen baskı hızına, malzeme yoğunluğuna, modelin geometrisine ve boyutuna, kullanılan destek miktarına ve istenilen çözünürlük seviyesine bağlı olarak değişiklik gösterebilir (Sürmen, 2019).

2.3.3.6. Son-İşlem

Baskı işlemi tamamlandığında obje, 3 boyutlu yazıcı tablasından alınır ve destek üniteleri objeden uzaklaştırılır. Destek üniteleri, çözülebilir ve standart olmak üzere ikiye ayrılır. Çözülebilen destek üniteleri materyal için özel geliştirilmiş solüsyonlar içinde veya su içerisinde bekletilip yıkanarak temizlenir. Standart destek üniteler ise çeşitli el aletleri yardımıyla objeden çıkartılır. Destek üniteleri uzaklaştırılan objeye ardından isteğe bağlı polisaj, epoksi kaplama, zımparalama, boyama, dolgu, yüzey buharlaştırma gibi objenin yüzey özelliklerini geliştirmek amacıyla son-işlem uygulamaları yapılabilir (Sürmen, 2019).

Destek ünitelerinden arındırılmış objenin tercihe göre zımparalama, polisaj gibi uygulamalarla yüzey özellikleri geliştirilerek son-işlem aşaması tamamlanabilmektedir (Sürmen, 2019).

2.3.4. Eklemeli Üretim Sonrası İşlemler Yıkama ve Post-Kürleme

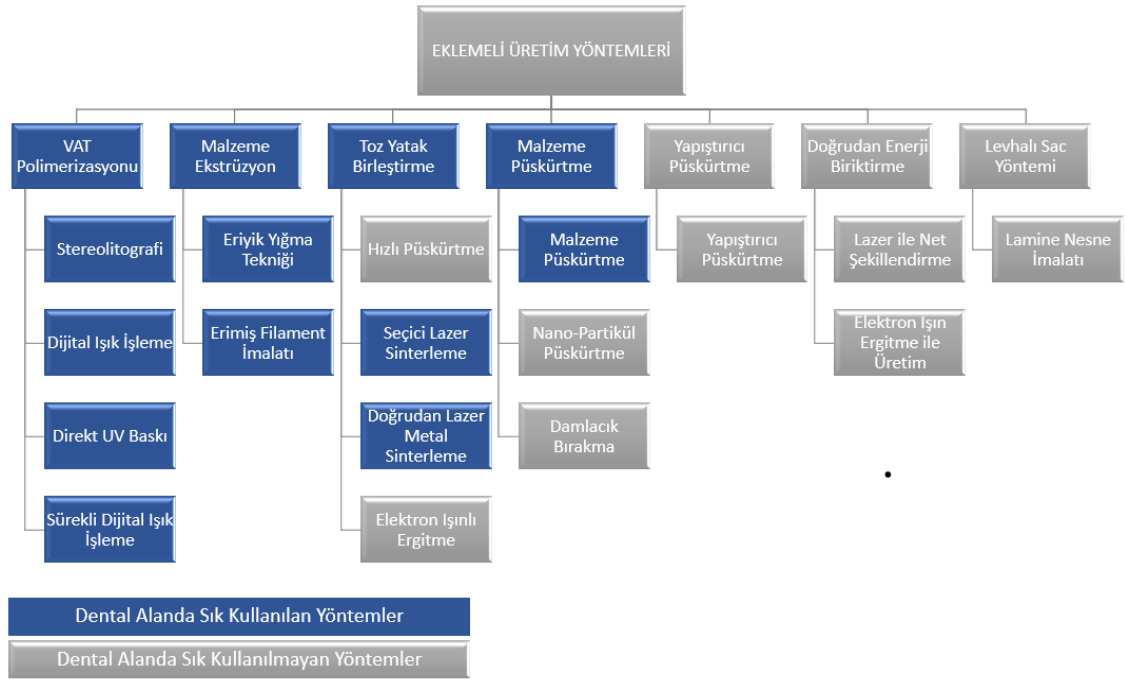
3 boyutlu yazma işlemi sırasında kullanılan ışığa duyarlı polimerler, baskı sırasında ideal polimerizasyonunu gerçekleştiremedikleri için baskı sırasında polimerizasyonlarını tamamlayamazlar. Bu nedenle, çapraz bağların artmasını sağlamak için daha fazla post-polimerizasyon gereklidir. Post polimerizasyon işlemi, polimer matriksi içerisindeki monomerleri azaltarak ışık ile polimerize olan reçinenin biyouyumluluğunu artırır ve aynı zamanda objenin mekanik özelliklerini geliştirir (Hardiman, 2019).

Firmalar, 3 boyutlu yazıcının reçine artıklarını temizlemek için izopropil alkol veya sabunlu su önermektedir. 3 boyutlu yazıcıdan çıkarılan parçaların yıkanması rezidüel monomerlerin çoğunu ortadan kaldırsa da post polimerizasyon süreci sitotoksikite açısından kritik bir aşamadır (Kim ve ark., 2020).

Post polimerizasyonda kullanılan ultraviyole ışınlarının yanı sıra sıcaklığın da etkisi vardır. Artmış sıcaklık, radikallerin polimerin içine daha hızlı difüzyonunu sağlamaktadır (Kim ve ark., 2020; Zguris, 2016).

2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Eklemeli Üretim Yöntemleri

Eklemeli üretim yönteminde kullanılan üretim teknolojileri Amerikan Test ve Malzeme Kurumu tarafından 7'ye ayrılmıştır. Bu teknolojiler, VAT polimerizasyonu, malzeme püskürtme, eriyik yığma modelleme, toz yataklı birleştirme, yapıştırıcı püskürtme, tabaka laminasyonu, doğrudan enerji olarak sıralanabilir (Şekil 2.4) (A International, 2012; Schweiger ve ark., 2021).



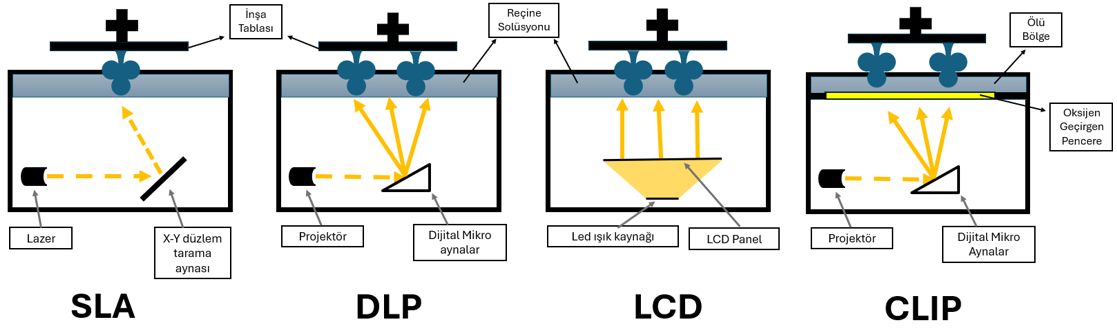
Şekil 2.4. Eklemeli üretim yöntemleri ve dental alanda kullanım

2.4.1. VAT Polimerizasyonu

Vat polimerizasyonu (Tank Foto Polimerizasyonu) yönteminin amacı, toplu halde duran bir likidi kürleyerek bir nesne oluşturmaktır (Piedra-Cascón ve ark., 2021).

Likit halindeki reçineyi sertleştirmek için belirli bir dalga boyundaki ışık kaynağı kullanılır. Reçine bir vat ya da tanka yerleştirilir ve z ekseninde yavaşça yükselen bir platform katman katman kürlenir (Bagheri & Jin, 2019). Kullanılan ışık kaynağına göre vat polimerizasyonu yapan yazıcılar, stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), likit kristal ekran (LCD) ve sürekli sıvı arayüz üretimi (CLIP) teknolojileri olmak üzere dört çeşittir (Şekil 2.5) (Facfox, 2024; Schweiger ve ark., 2021). Hızlı yazma zamanı, yüksek hassasiyet ve üretilen öğelerin daha düzgün bir yüzeye sahip olması, Vat polimerizasyonu ile çalışan bu dört teknolojinin temel avantajlarıdır (Quan ve ark., 2020).

VAT POLİMERİZASYON YÖNTEMLERİ



Şekil 2.5. VAT polimerizasyon yöntemleri

2.4.1.1. Stereolitografi (SLA)

1986 yılında Charles W. Hull stereolitografiyi, "Ultraviyole ışıyla sertleşen bir materyalin birbiri üzerine ince tabakalar halinde yığılmasıyla katı nesnelerin üretimi" olarak tanımlamıştır. SLA üretim yöntemi en çok bilinen ve en eski 3 boyutlu üretim sistemidir (Van Noort, 2012).

Üretim süreci, aşamalar şeklinde ilerlemektedir. İlk Olarak CAD programı ile istenen nesnenin üç boyutlu modeli oluşturulur. Yazılım programı yardımıyla model ince katmanlara ayrılır. Tank içindeki fotoreaktif sıvı rezinin lazer tarafından taranması ve sertleştirilmesi ile ilk tabaka oluşturulur. Platform tankın içine 1 mm'den daha az bir miktarda indirilir ve bu durumla beraber lazer yeni tabakayı tarar ve böylece ince tabakaların birbiri üzerine yığılmasıyla katı nesne oluşturulur. Bu taramalar her bir katman için 1-2 dakika sürer. Üretim süresi ortalama 6-12 saattir ancak büyük ebatlı nesnelerin üretimi birkaç günü bulabilir (Van Noort, 2012). Katman yüksekliği 12-150 μm arasında değişkenlik gösterir. En yaygın kullanılan katman yüksekliği 100 μm 'dir. SLA üretim yönteminde doğruluk, kullanılan lazer ışınının çapıyla yani nokta boyutu ile alakalıdır (Schmidleithner & Kalaskar, 2018). İşlem bittikten sonra, nesne bir çözücü ile durulanır ve ardından rezinin tamamen sertleşmesi için ultraviyole fırına yerleştirilir (Van Noort, 2012).

SLA teknolojisinin avantajları:

- SLA yöntemi, diş hekimliği, havacılık ve otomotiv gibi çok çeşitli sektörlerde karmaşık yapıları üretmek için yeterli hassasiyete sahiptir (Asif ve ark., 2017).
- Çok sayıda cihaz sağlayıcı tarafından desteklenen en yaygın ve eski hızlı prototipleme teknolojisidir.
- SLA üretim yönteminde istikrarlı bir baskı prosedürü vardır.
- SLA, mevcut teknolojiler arasında büyük boyutlu modelleri basabilen tek fotopolimerize 3 boyutlu baskı yöntemidir (Wang ve ark., 2016).

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 (Wang ve ark., 2016).
- Diğer fotopolimerize baskı yöntemleri ile karşılaştırıldığında, SLA üretim yönteminin çözünürlüğü daha düşüktür çünkü lazer ışınının boyutu baskı çözünürlüğüne bağlıdır (Cho ve ark., 2005).
- Hammadde maliyeti yüksek ve üretim haznesi küçüktür (Oztan & Coverstone, 2021).

2.4.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP)

DLP yöntemi, 1977’de Larry Hornback tarafından geliştirilmiştir. DLP teknolojisini SLA’dan ayıran en önemli özellik yöntemlerde kullanılan ışık kaynakları arasındaki farklılıktır. DLP, lazer kullanmaktan ziyade bir projektör kullanarak likit rezinin polimerizasyonunu sağlar. Binlerce mikro ayna içeren dijital mikro ayna cihazı (DMD), ışığı tek seferde üretilecek katmanın tüm kısımlarına yansıtır her katman tek ışınlamayla polimerize edilir. Bu adımlar, üç boyutlu bir ürünün tasarımı tamamlanana

kadar tekrarlanır. Tabaka-tabaka polimerizasyon ile üretim yapan DLP tipi yazıcıların üretim hızı, SLA tipi yazıcıların noktadan noktaya yaklaşımına kıyasla daha yüksektir (Groth ve ark., 2014; Hornback., 2009).

DLP tipi yazıcılarda, üretim süresini etkileyen parametreler, katman kalınlığı ve reçinenin ışığa maruz kalma süresidir, bununla beraber DLP tipi yazıcılarda dijital mikro ayna cihazı içindeki ayna sayısı bu yazıcıların çözünürlüğünü belirleyen en önemli parametredir (Revilla-León & Özcan, 2019; Sun ve ark., 2005; Turkyilmaz ve ark., 2020). Yansıtılan pikselin boyutu, basılan ürünlerin çözünürlüğünü etkiler. DLP tipi yazıcıların artan baskı hızları, üretilen ürünlerin çözünürlüğünü ve yüzey detaylandırmasını düşürür. Bununla birlikte, basılacak ürünün hacmi azaldığında, çözünürlük ve yüzey detaylandırma daha yüksek olur (Ko ve ark., 2017; Rogers ve ark., 2015).

DLP ve SLA tipi yazıcılar, çözünürlük, ekipman maliyetleri ve baskı performansı arasında bir denge sağlar. Bu baskı sistemleri, çoğunlukla tek bir reçine teknesinde tek bir tür ışıkla sertleştirilebilir reçine kullanır. Bu nedenle, çok malzemeli ürünler yapmak zordur. Bununla birlikte, çok malzemeli ürünlerde işlem oldukça komplekstir ve tek malzemeli baskılara kıyasla polimerize olmamış reçine yıkanması ve kazanın değiştirilmesi gibi daha fazla işlem basamağı gerektirir (Choi ve ark., 2011; Ko ve ark., 2017; Waheed ve ark., 2016).

DLP tipi yazıcılar, tek veya çok üniteli wax-up'larda, cerrahi kılavuzlarda, tam veya kısmi protezlerde istenen doğruluğu elde edebilir. Ayrıca çözünürlüğü ve doğruluğu artırılmış ürünlerin daha hızlı üretimini sağlar (Turkyilmaz & Wilkins, 2021). Bu yöntem, stereolitografide kullanılan tanka göre daha yüzeysel bir hazne kullanarak süreyi azaltır. Bu özellik ayrıca SLA teknolojisine göre daha düşük maliyet ve daha az atık sağlar (Tumbleston ve ark., 2015). DLP teknolojisinin en büyük avantajı, yüksek hassasiyette

üretim yapabilmesidir. Yüksek hassasiyeti korumak amaçlı projeksiyon boyutları kısıtlanmıştır. Bu kısıtlama nedeniyle sadece küçük boyutlu ürünler üretilebilir (DeSanto & Biscardi, 1997). Bununla birlikte, dijital projektör ışık kaynakları sıklıkla ürün üzerinde voksel çizgiler oluşturur. Bu çizgiler, kavisli kenarların oluşumunu etkiler ve küçük dikdörtgen şekiller oluşturur. Üretim sonrası modifikasyon veya eritme/detaylandırma ajanları kullanılarak voksellerin artırılmasıyla iyi düzenlenmiş yüzey detayları elde edilir (Turkyilmaz & Wilkins, 2021).

2.4.1.3. Sıvı Kristal Ekran (LCD)

DLP teknolojisine benzer şekilde, LCD teknolojisi (diğer bir ismiyle mSLA [mask stereolithography apparatus] teknolojisi) tek bir ışınlamayla tüm bir katmanı polimerize eder. LCD teknolojisinde, yüzeyin tamamı aynı anda kürlenir. Işığın projektör yerine bir sıvı kristal ekrandan yansıtılması en büyük farktır. Bir sıvı kristale elektrik alanı uygulandığında, kristallerin moleküler düzeni değişir ve ışığın %90'ı LCD ekran tarafından absorbe edilir. LCD ekrana uygulanan akım, ışınlanacak nesnenin kesit görüntüsü dışında kalan bölümdeki pikselleri gizler ve bu da ışınlama yayını engeller (Caussin ve ark., 2024; Ishii ve ark., 2005; Quan ve ark., 2020). Elektrik alan uygulandığında, az sayıda sıvı kristal molekül yeniden düzenlenemediğinden, zayıf ışık sızıntısına neden olur. Zayıf ışık sızıntıları, LCD teknolojisinin DLP teknolojisine göre daha düşük hassasiyete sahip olmasına neden olur. Gelişen sıvı kristal ekran teknolojisi ile birlikte sıvı kristal ekran çözünürlükleri gelişmekte ve yükselmektedir (Quan ve ark., 2020).

Işık yoğunluğu, DLP ve LCD teknolojilerinin en önemli farklarından biridir (Wu ve ark., 2018). Işık yoğunluğu, üretilecek nesnenin sertleşme derecesini ve baskı hızını belirleyen fotopolimerizasyon için kritik bir faktördür (Quan ve ark., 2020). LCD teknolojisinin ışık yoğunluğu çok düşüktür çünkü ışığın yalnızca yüzde onu LCD

panelden geçebilir ve yüzde doksanı panel tarafından emilir. Başlatıcı miktarı veya maruz kalma süresi artırıldığında DLP tipi yazıcılarda kullanılan ışığa duyarlı sıvı reçine LCD tipi yazıcılarda da kullanılabilir. LCD tipi yazıcıların ömrü kısadır ve panelin düzenli olarak değiştirilmesi gerekmektedir. Fakat aynı zamanda bu paneller, ışığın lensler veya diğer cihazlar aracılığıyla genişletilmesine duyulan ihtiyacı kaldırır. Bu durumun sonucu olarak LCD teknolojisi herhangi bir piksel bozulmasından etkilenmeme avantajına sahiptir. Ayrıca avantajları arasında göreceli olarak ucuz olması ve yüksek çözünürlüğe sahip olması da vardır. LCD teknolojisindeki yazıcılar diş hekimliği, kuyumculuk gibi alanlarda kullanılmaktadır (Quan ve ark., 2020; Tsolakis ve ark., 2022).

2.4.1.4. Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP)

Sürekli sıvı arayüz üretimi teknolojisi, programlanabilir sıvı reçineler ve oksijen geçirgen mercekler kullanarak yüksek mekanik özelliklere sahip yüksek çözünürlüklü parçalar üretmek için kullanılan yeni bir eklemeli üretim teknolojisidir. CLIP, z ekseninde sürekli olarak hareket eden üretim platformuyla DLP teknolojisinin çalışma mantığına benzer (Tumbleston ve ark., 2015). Bu nedenle bileşenler daha kısa sürede yapılabilir. Sürekli sıvı arayüz üretimi yönteminde, alttaki ultraviyole ışını üreten projeksiyon ışığına duyarlı reçine katılırken, haznenin altındaki sıvı reçine ise oksijen inhibisyonu nedeniyle korunarak sabit bir sıvı alanı (ölü bölge) oluşturur . Bu, polimerizasyon sürekliliğini sağlar. Alt tarafta bulunan özel pencere, ışığın ve oksijenin geçmesini sağlar (Balli ve ark., 2017). Sürekli sıvı arayüz üretimi tekniğinin en önemli özelliği, hızlı baskı yapabilmesidir. Ancak üretim için düşük viskoziteli sıvı reçineye ihtiyaç vardır. Yüksek viskoziteli sıvı reçine kullanıldığında üretim verimliliği düşer (Quan ve ark., 2020).

2.4.2. Malzeme Ekstrüzyon

Eriyik yığma modelleme (FDM), malzeme ekstrüzyonunda kullanılan teknolojidir. Baskıda kullanılan kafanın geliştirilmesi, bölümün üç eksen üzerinde yaptığı harekete dayanmaktadır. FDM, dünya çapında en yaygın kullanılan ve en popüler teknolojidir (Ngo ve ark., 2018). 3 boyutlu yazıcının karmaşıklığına bağlı olarak, birden fazla baskı kafası gibi gelişmiş özelliklere sahip olabilir. Ürün, baskı kafası yatay eksenini temel alarak üçüncü ekseninde yığılarak oluşturulur (Mertz, 2013).

Filament şeklindeki katı termoplastik polimer, ısı ayarlı bir nozul içerisinden geçirildiğinde, erime noktasının yaklaşık iki derece üzerine kadar ısıtılır. Yansıtılan ışıkla sıvı reçineyi sertleştirmek yerine, erime noktasının hemen ötesinde ısıtılmış bir reçineyi çıkararak tabaka tabaka biriktirir. Isıtılan malzeme ekstrüde edildikten hemen sonra sertleşir, bu da hataları en aza indirir (Uysal & Ulusinan, 2020). Tabaka tabaka model oluşturulduktan sonra, ısı ile eriyen malzeme baskı kafasından çıkarak sertleşir ve parça üretim haznesinden çıkarılır (Wang ve ark., 2016). Baş bölümü ısı ile polimer malzemeleri eriterek şekillendirmeyi yapmaktadır. En yüksek malzeme mukavemeti, plastik malzemeler grubunda en çok bu teknoloji ile elde edilmektedir (ASTM, 2012; Ursan ve ark., 2013).

2.4.3. Toz Yatak Birleştirme

Bu yöntemde çok sık kullanılan teknolojiler Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve seçici lazer ergitmedir (SLM) ve termal enerjinin bir toz yatağının belirli bölgelerini kaynaştırmasıyla gerçekleştirilir (A International, 2012). SLS teknolojisi, toz halindeki materyalin makinede düz bir yüzeye ince bir şekilde yayılması ve CAD verileri kullanılarak yüzeye lazer ışını uygulanması yoluyla üretilir. Lazer ışını yüzeye çarparak ısı açığa çıkarıp, toz partiküllerini eritip kaynaştırarak yeni bir katman oluşturur. Bu

süreç, platformun taban katman kalınlığı kadar aşağı ininceye kadar devam eder (Kruth ve ark., 2005; Shellabear & Nyhila, 2004).

SLM, SLS teknolojisini temel alan bir teknolojidir. Kullanılan lazer tipleri ve materyal tipleri itibariyle çalışma yöntemi, SLS teknolojisine benzemektedir. SLM teknolojisi, kullandığı lazer ışınının gücü ve toz partiküllerinin bağlanma şekli açısından değişiklik gösterir. SLM teknolojisi, partiküllerin tamamen erimesini sağlayan yüksek enerjili lazerler kullanır. Teoride, partiküllerin tamamında tamamen erime sağlaması nedeniyle, bu teknolojiyle üretilen nesnelerin madde yoğunluğu SLS teknolojisiyle üretilenlere göre daha yüksek olabilmektedir (Kruth ve ark., 2007; Kruth ve ark., 2005; Santos ve ark., 2006).

2.4.4. Malzeme Püskürtme

Malzeme püskürtme kullanılarak yapılan üretim; Material jetting veya inkjet 3 boyutlu baskı olarak da bilinir. Piezoelektrik başlık, sistemde likit fotopolimer damlacıkları püskürtür. UV ışık, fotopolimeri sertleştirir. Farklı rezinler ile aynı anda çok parçalı nesneler üretmek için kullanılan yöntemdir. Destek yapılar otomatik olarak oluşturulur (Yap ve ark., 2017). Bu teknoloji, karmaşık bileşenleri basabilir ve üretimi hızlandırabilir, ancak makinelerin maliyeti yüksektir. Üretilen ürünlerin boyutları da sınırlıdır (Yavuz & Yılmaz, 2021).

2.4.5. Yapıştırıcı Püskürtme

Yapıştırıcı püskürtme, binder jetting veya powder binder olarak da bilinir. Sıvı bir bağlayıcının toz halindeki malzeme tabakaları üzerine püskürtüldüğü, seçici olarak birleştirildiği ve sonrasında yoğunlaştırma işlemi yapıldığı bir teknolojidir. Diğer bir deyişle, toz malzeme ve tozu birleştirmek için yapıştırıcı kullanılır (Mostafaei ve ark., 2021).Yapıştırıcı püskürtme, 3 boyutlu baskılı örneklerde izotropik özellikler elde etmek

için karmaşık yapıların hızlı bir şekilde üretilmesine olanak sağlamaktadır (Mostafaei ve ark., 2021).

2.4.6. Doğrudan Enerji Biriktirme

Doğrudan enerji biriktirme teknolojisi, odaklanan termal enerjinin materyali eriterek bir araya getirmesi yoluyla gerçekleştirilir. Lazer ışınları enerji üretir. Metal tozları hammaddedir. Birçok farklı materyali aynı anda üretebilir ve karmaşık geometriler üretebilir. Çalışma yoluyla parçaya ek malzeme eklenmesi de mümkündür (Gill, 2002).

2.4.7. Levhalı Sac Yöntemi

Lamine Nesne İmalatı (LOM), levhalı sac yönteminde kullanılan teknolojidir. Bu teknoloji nesne imalatında ekleme ve çıkartma teknolojilerini birleştirir. Kullanılan malzemeler sac olarak tasarlanmıştır. LOM teknolojisinde en sık kullanılan malzemeler metal sac, kâğıt, plastik film ve seramik banttır. Karbondioksit tabanlı lazer, sac malzemesini üç boyutlu geometrik verilere göre keser. Kesimden sonra malzeme, 0.05 mm'den 5 mm'ye kadar olan platform sac kalınlığı kadar aşağı indirilir ve yeni sac malzemesi üzerine yerleştirilir. Termal bir bağlayıcı kullanılarak katmanlar basınç ve ısıtma işlemleri ile birbirine yapıştırılır. Bir sonraki katman, kesilen parçayı destekler (Ramya & Vanapalli, 2016). 3 boyutlu bir obje elde edilene kadar bu süreç tamamlanır. LOM teknolojisinin en büyük avantajları, üretim işlemi sırasında malzeme yapısında herhangi bir deformasyon oluşmaması, destek yapı ve son-işlem basamağına ihtiyaç duymamasıdır. Bu teknolojinin dezavantajları arasında, malzemenin yeniden değerlendirilmemesi durumunda israf olması, düşük yüzey çözünürlüğü, karmaşık iç boşluk ve kanallar içeren parçaların üretilmesi zorluğu yer almaktadır (Wong & Hernandez, 2012).

2.5. Yüzey Çakıştırma Yöntemi

Protetik tedavilerde yüzey çakıştırma yöntemleri, tedavi prosedürlerini doğru planlamak ve yürütmek için hastanın ağız yapılarının ve modellerinin uyumunun karşılaştırılmasını içerir. Geçmiş çalışmalarda, stereomikroskop, optik tarayıcı ve yazılım programına sahip görsel ölçüm sistemi, ve yazılım programını içeren bilgisayarlı tomografi, üniteron ölçüm mikroskobu, gezici mikroskop ve silikon replika yöntemi gibi 2 boyutlu ölçüm yöntemleriyle bu uyum değerlendirilmiştir (Laughlin ve ark., 2001; Lee ve ark., 2010; Sekar ve ark., 2015; Sykora & Sutow, 1993; You ve ark., 2021). Gelişen teknolojik ilerlemelerle birlikte yüzey çakıştırma yöntemleri de gelişmiştir. Geçmiş yıllarda model üretmek için geleneksel ölçü yöntemleri kullanılmaktaydı. Ancak ağız içi tarayıcıların ve laboratuvar tarayıcılarının ortaya çıkmasıyla birlikte dijital modeller artık daha verimli bir şekilde oluşturulabiliyor ve bu dijital ölçüler, ilgili yazılımlar beraber yüzey çakıştırma yöntemlerinde kullanılabiliyor (Donmez ve ark., 2023; Nagy ve ark., 2020). Bu bağlamda 3 boyutlu ölçüm verilerini analiz etmek için bazı yazılımlar kullanılır. Bu yazılımlar ile protezler de dahil olmak üzere çeşitli alanlarda yüzey sapmalarının incelenmesi, kalite kontrolü ve boyut analizi yapmak için tarama verilerinin üst üste bindirilerek hesaplanmasına olanak tanınır (Sun ve ark., 2006). Bu tür yazılımların avantajları arasında aşınma, uyum ve diş yapılarındaki diğer değişiklikleri değerlendirmek için doğru ve güvenilir ölçümler sağlama yeteneği yer almaktadır (Li ve ark., 2017). Özelliklerini tam olarak kullanmak için uzmanlık ihtiyacı ve belirli uygulamalardaki potansiyel sınırlamalar gibi dezavantajları da vardır (Sun ve ark., 2006). Bu yazılımları kullanmak için genellikle 3 boyutlu ölçüm verilerini içe aktarmanız, hizalamalar ve yüzey kayıtları gerçekleştirmeniz, sapmaları analiz etmeniz ve denetim sonuçlarına göre raporlar oluşturmanız gerekir. Yazılım, bu görevler için kullanıcı dostu

bir arayüz sağlayarak, protezleri de içeren çeşitli endüstrilerdeki profesyonellerin erişebilmesini sağlar (Sun ve ark., 2006). Bu yazılımların işleyişi 6 basamaktan oluşur:

1. 3D Tarama ve Veri Toplama

- 3D tarayıcılar, CT (bilgisayarlı tomografi) cihazları veya diğer ölçüm cihazlarından elde edilen 3D nokta bulutu verilerini işler. Bu veriler, genellikle taranan yüzeylerin detaylı bir dijital kopyasını oluşturur.

2. Nokta Bulutunun Yüzey Modellemesine Dönüştürülmesi

- Toplanan nokta bulutu verileri, poligon ağlarına veya yüzey modellerine dönüştürülür.
- Bu adım, yüzeylerin daha kolay analiz edilmesini sağlar.

3. Nominal-CAD Modeliyle Karşılaştırma

- Tarama verileri, orijinal CAD modeliyle karşılaştırılır.
- Bu karşılaştırma, üretilen parçanın tasarım spesifikasyonlarına uygun olup olmadığını belirlemek için yapılır.

4. 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.

5. Tolerans Analizi ve Deformasyon Analizi

- Çakıştırma sonrasında, parçanın çeşitli bölgelerindeki sapmalar ve deformasyonlar analiz edilir.
- Renkli haritalar ve grafikler ile görselleştirilir, bu da mühendislerin hataları hızlıca tespit etmesine olanak tanır.

6. Raporlama ve Dokümantasyon

- Analiz sonuçları, detaylı raporlar halinde dokümante edilir.
- Bu raporlar, üretim süreçlerinin iyileştirilmesi ve kalite kontrol süreçlerinin belgelendirilmesi için kullanılır.(Capture3D, 2024; Gom, 2024; Zeiss, 2024)



3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan 04/2024/24 numaralı kararla onaylandı. (EK-1) Bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin alınması ve örneklerin üretilmesi Atatürk Üniversitesi'nin Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) desteği ile (proje numarası: TDK-2023-12484) ve Tinus Technologies iş birliğiyle yapıldı.

Bu çalışmada, farklı üretim yöntemleri ile elde edilen tam protez kaidelerinin iç yüzeyinin, farklı damak derinliklerine sahip alçı modeller ile temsil edilen doku yüzeyine adaptasyonunun dijital ortamda karşılaştırılması amaçlandı. 3 farklı damak derinliğine sahip 3 dişsiz maksiller ana model elde edildi ve bu modeller dublike edildi. Ardından yüzeyleri masaüstü 3 boyutlu tarayıcı cihazında taranıp stl. formatında dijital ortama aktarıldı. Dijital ortamda 2 mm kalınlığında maksiller tam protez kaideleri tasarlandı. Çalışmada, LCD (Sonic Mini 4k, Phrozen, Hsinchu, Tayvan) ve DLP (DentaFAB Sega, İstanbul, Türkiye) olmak üzere 2 çeşit 3 boyutlu yazıcı ve kontrol grubu olarak ise KBM yöntemi kullanıldı ve akrilik reçinelerden (Power Resins Denture Reçinesi, DentaFab, İstanbul, Türkiye; İntegra Sıcak Damak Akriliği, İntegra, Ankara, Türkiye)) kaide üretimleri gerçekleştirildi. Üretilen protez kaidelerinin palatal yüzeyleri taranıp dijital ortama stl. formatında aktarıldı. Taranan yüzeyler, yüzey çakıştırma yazılım programına (GOM inspect software V8, GOM GmbH, Braunschweig, Almanya) yüklenerek, taranan model ve kaide yüzeyleri çakıştırıldı ardından sapmalar tespit edildi. Alçı modeller ile kaide yüzeyi adaptasyonları pozitif ve negatif sapmalara göre istatistiksel olarak değerlendirildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal Adı	Marka	Üretici Firma
Silikon ölçü maddesi	Verpol RTV-2	Verpol Boya, İstanbul, Türkiye
Tip-3 dental alçı	Extra hard dental plaster	Cerestone, İstanbul, Türkiye
Taranabilirtip 4 alçı	Zhermack Elite Master	Zhermack, Badia Polesine, İtalya
Fotopolimerize reçine	Power Resins Denture Reçinesi	DentaFab, İstanbul, Türkiye
Isıyla polimerizeolan PMMA akrilik	İntegra Sıcak Damak Akriliği	İntegra, Ankara, Türkiye

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz Adı	Marka	Üretici Firma
Masaüstü 3 boyutlu tarayıcı	Ceramill Map 400	Amann Girschbach AG, Almanya
Dijital ışık işleme (DLP) tipi 3 boyutlu yazıcı	DentaFAB Sega	İstanbul, Türkiye
Sıvı kristal ekran (LCD) tipi 3 boyutlu yazıcı	Phrozen Sonic Mini 4k	Phrozen, Hsinchu, Tayvan
Ultrasonik temizleyici	Twin Tornado	Medifive, Seoul, Kore
Ultraviyole polimerizasyon ünitesi	Twin Cure	Medifive, Seoul, Kore
Renkli Ağız İçi Tarayıcı	Panda P3 Renkli Ağız İçi Tarayıcı	High-tech Zone, Suzhou, Çin

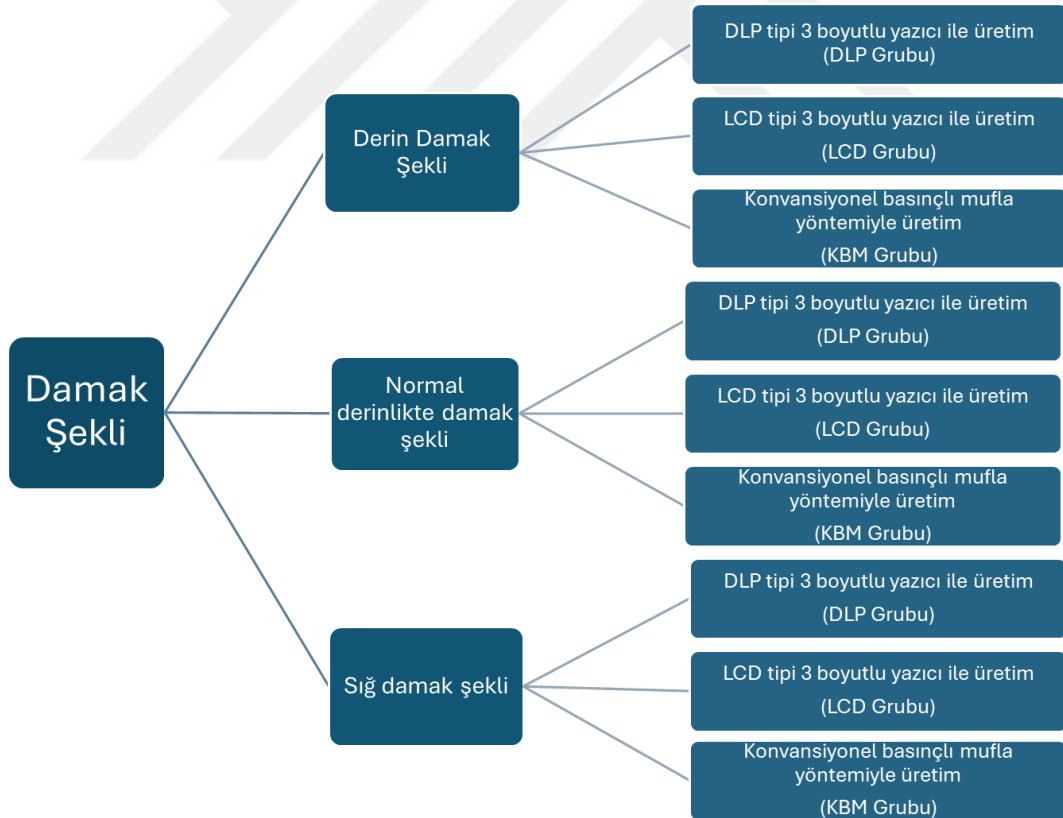
Çalışmada izlenen yöntem aşağıda listelenmiştir:

- Deney gruplarının oluşturulması
- Referans Alçı Modellerin Elde Edilmesi
- Referans Alçı Modellerin Dublike Edilerek Gruplandırılması
- Alçı Modellerin Dijital Ortama Aktarılması
- Tam Protez Kaidelerinin 3 Boyutlu Yazıcılar ile Üretim için Tasarlanması

- Tam Protez Kaidelerinin DLP Tipi 3 Boyutlu Yazıcıda Üretilmesi
- Tam Protez Kaidelerinin LCD Tipi 3 Boyutlu Yazıcıda Üretilmesi
- Tam Protez Kaidelerinin KBM yöntemi ile Üretilmesi
- Tam Protez Kaidelerinin Dijital Ortama Aktarılması
- Dijital Ortamda Yüzey Çakıştırmalarının Yapılması ve Sapma Miktarı tespiti
- İstatistiksel Analiz

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

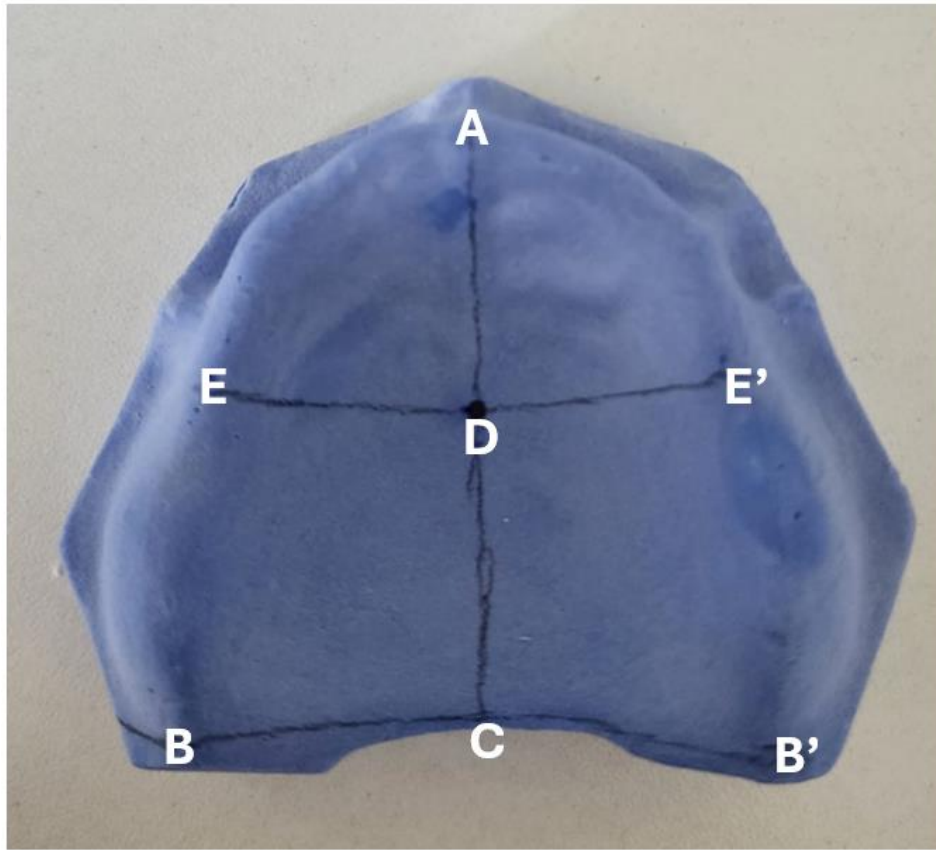
Güç analizinin (G Power 3.1.9.2, Windows, Microsoft Corporation, ABD) sonuçlarına göre (Power=80, $\alpha=0.05$, $f=0.40$) 9 alt grup olmak üzere her alt gruptaki örnek sayısı $n=12$ olacak şekilde, örnek sayısı 108 olarak belirlendi (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Örnek grupları ve alt grupları (n=12)

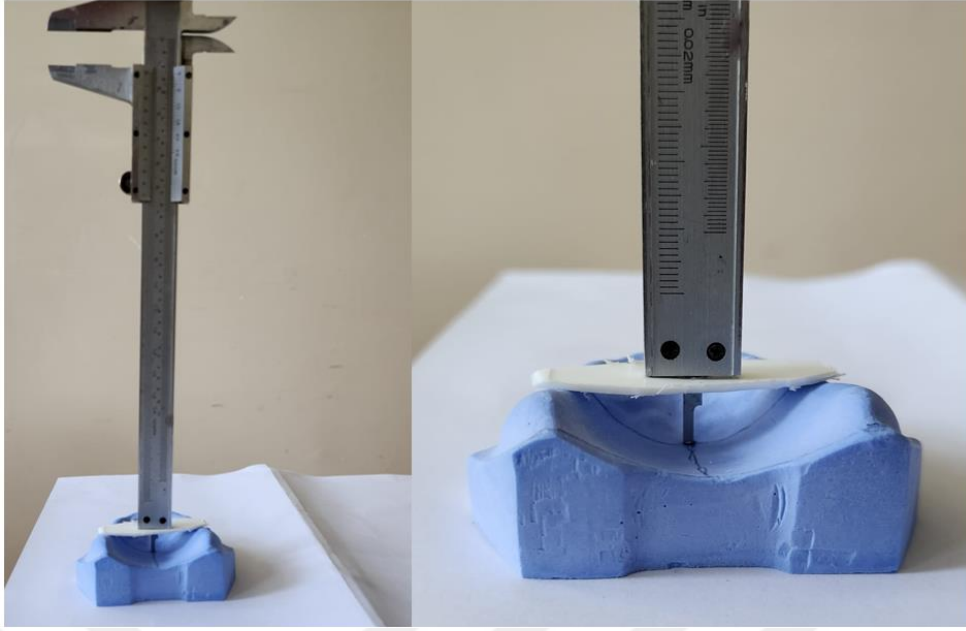
3.2. Referans Alçı Modellerin Elde Edilmesi

Referans alçı modellerin elde edilmesinde üst çene dişsiz silikon kalıp (ATK, İstanbul, Türkiye) kullanıldı. Silikon kalıbın içerisine Tip-3 dental alçı (Extra hard dental plaster, Cerestone, Türkiye) üretici talimatlarını takip ederek hazırlandı ve döküldü. Elde edilen modelde kesici papillanın tepesi (A) ile hamular çentiklerin (B) ve (B') en yüksek noktası birleştirildi ve bu çizginin orta noktası (C) noktası olarak işaretlendi. A ve C noktaları birleştirilerek damağın orta çizgisi çizildi. (AC) çizgisinin üzerine (AC)'nin merkezine karşılık gelen bir (D) noktası işaretlendi. D'den E ve E' sırtının her iki yanında BB' çizgisine paralel iki dik çizgi çizildi. Bu, kesişen çizgilerin merkezi olan nokta damak derinliği olarak referans alındı (Şekil 3.2.) (Reddy ve ark., 2013).



Şekil 3.2. Ölçüm çizgilerinin gösterildiği ana model

Çizgilerin kesişim noktası ve kret tepeleri arasında mesafe sert bir plastik ve kumpas yardımıyla ölçüldü (Şekil 3.3) (Johnson ve ark., 1986).



Şekil 3.3. Damak derinliği tespiti

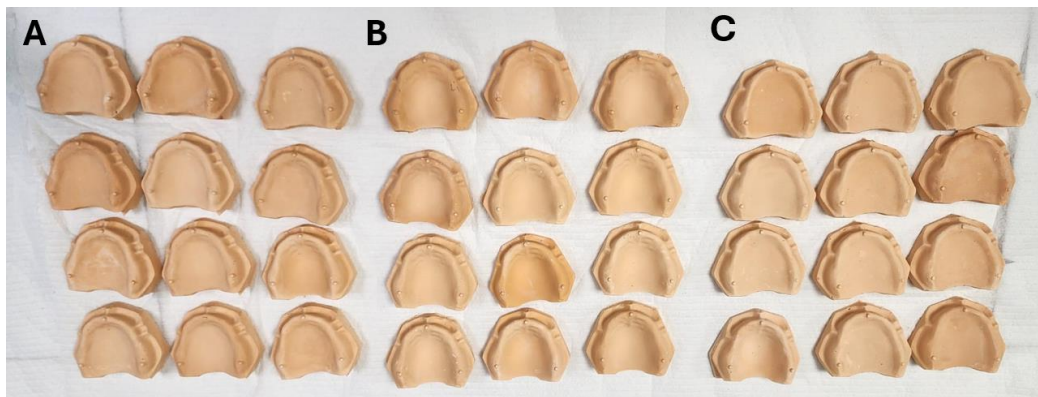
Dökülen modelin damak derinliğinin 10 mm olduğu tespit edildi ve orta derinlikte damak olarak çalışmaya dahil edildi. Silikon kalıp ile aynı özelliklerde iki model daha elde edildi. Bu elde edilen modellerin palatinal bölgelerinde anatomik forma uygun olacak şekilde kazıma ve alçı ilavesi yapılarak 5 mm ve 13 mm derinliklerinde sıg ve derin damak yapılarına sahip iki ana referans model daha elde edildi. (Şekil 3.4.) Elde edilen modellere yapılacak dijital çakıştırma işleminde referans olması için 3 adet 2 mm çaplı metal küreler yerleştirilmesi planlandı. Metal kürelerin 2 tanesi maksiller tüber bölgesine, 1 tanesi de anterior kret tepesine yerleştirildi. Metal kürelerin sabitlenmesi için çelik rond frez ve piyasemen ile kürelerin yarısı derinliğinde oyuk açıldı. Metal küreler cam iyonomer siman ile simante edildi.



Şekil 3.4. Farklı damak derinliklerine sahip metal kürelerle modifiye edilmiş referans modeller

3.3. Referans Alçı Modelin Dublike Edilerek Gruplandırılması

Metal küreler yardımıyla modifiye edilen alçı modelleri dublike etmek amacıyla RTV-2 kalıp silikonu (Verpol RTV-2710, Verpol Boya, İstanbul, Türkiye) kullanıldı. Masaüstü model tarayıcılar tarafından taranabilir özellik bulunduran Tip-4 alçı (Zhermack Elite Master, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) Üretici firma talimatları doğrultusunda, dental alçı vibratörünün üzerinde silikon kalıplara döküldü. Sertleşmesi tamamlandıktan sonra silikon kalıplardan çıkarıldı. Örnek sayısı tamamlanıncaya kadar bu işlem devam etti (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. A) derin B) orta C) sığ damak derinliğine sahip dublike edilerek hazırlanan modeller

3.4. Alçı Modellerin Dijital Ortama Aktarılması

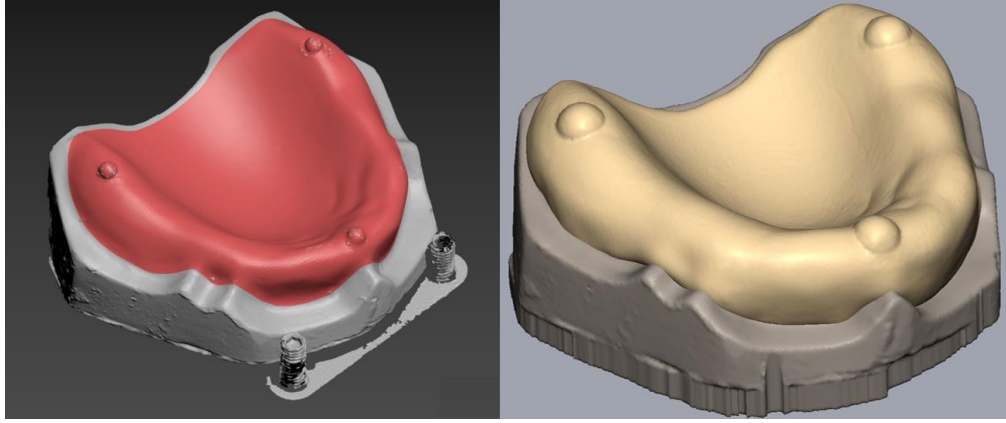
Elde edilen 36 adet alçı model, 3 boyutlu yazıcılar (DLP ve LCD grupları) ile üretim (CAM) yapılması ve yüzey çakıştırma işleminde kullanılmak üzere masa üstü model tarayıcı (Ceramill Map 400, Amann Girrbach AG, Almanya) ile tarandı ve dijital ortama stl. formatında kaydedildi.



Şekil 3.6. Taranan alçı modelin stl. formatında kaydedilmesi

3.5. Tam Protez Kaidelerinin 3 Boyutlu Yazıcılar ile Üretim için Tasarlanması

Stl. formatında kaydedilen referans alçı modellerin dijital görüntüleri 3 boyutlu tasarım programına (Blender 3.0, Amsterdam, Hollanda) aktarıldı. Taranmış ve stl. formatına getirilmiş 36 tane alçı modelin her birine uygun 2 mm kalınlığında, 36 kaide tasarımı yapıldı. Alçı modellerdeki sulkus, post-dam ve frenilum sınırları dikkate alınarak tasarım sınırları belirlendi. (Şekilde 3.7.)



Şekil 3.7. Tam protez kaidelerinin 3 boyutlu tasarım programında tasarlanması

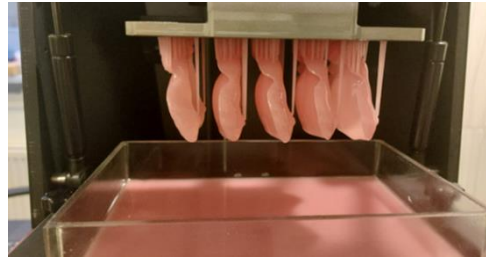
3.6. Tam Protez Kaidelerinin 3 Boyutlu Yazıcılarda Üretilmesi

Üretimi yapılan kaide tasarımı dosyası, üretimin yapılacağı 3 boyutlu yazıcılarının yazılımlarına (DLP yöntemi için [NovaFab Software, İstanbul, Türkiye] yazılımı, LCD yöntemi için CHITUBOX 64 [CBD Technology, Shenzhen, China] yazılımı) aktarıldı. DLP ve LCD tipi yazıcılarda ortak olarak kullanım sağlanabilen fotopolimerize rezin (Power Resins Denture Reçinesi, DentaFab, İstanbul, Türkiye) tercih edildi. (Şekil 3.8.) DLP tipi 3 boyutlu yazıcı markası olarak DentaFAB Sega (İstanbul, Türkiye) cihazı kullanıldı. LCD tipi 3 boyutlu yazıcı markası olarak Phrozen Sonic Mini 4k (Phrozen, Hsinchu, Tayvan) cihazı kullanıldı. İki farklı yöntemdeki 3 boyutlu yazıcılarda aynı üretim koşulları ile üretime başlandı. Destek üniteleri üretilecek kaidenin labial yüzeyine 90° inşa açısı ile konumlandırıldı (Şekil 3.9.). Cihazlarda ışık kaynağı olarak 405 nm dalga boyuna sahip LED ışık kullanıldı. Kaide üretiminde katman kalınlığı 50 µm Belirlendi ve üretime başlandı. Baskı işlemi tamamlandıktan sonra üretilen kaide destekleriyle birlikte üretim tablasından ayrıldı (Şekil 3.10.). Dikey kaide desteklerinin, el manüplasyonu yardımıyla kaideden ayrılması sağlandı (Şekil 3.11.). Ardından üretici firmanın talimatları doğrultusunda desteklerinden ayrılan kaideler ultrasonik temizleyicide (Twin Tornado, Medifive, Seoul, Kore) 5 dakika izopropil alkol ile yıkandı ve böylece kaide üzerinde kalan artık monomerler uzaklaştırıldı (Şekil 3.12.). Ultrasonik

temizleyiciden çıkarılan kaideler UV polimerizasyon ünitesine (Twin Cure, Medifive, Seoul, Kore) yerleştirilip 5 dk bekletildi ve böylece post-polimerizasyon işlemi tamamlandı. Böylece 3 boyutlu yazıcılarla kaide üretimi aşaması tamamlandı (Şekil 3.13.).



Şekil 3.8. DLP ve LCD tipi yazıcılarda ortak olarak kullanılabilen reçine



Şekil 3.9. Destek üniteleri kaidenin labial yüzeyine, yatay düzleme göre 90° inşa açısı ile yerleştirilmesi



Şekil 3.10. Baskı işlemi tamamlandıktan sonra destekleriyle birlikte üretim tablasından ayrılan kaideler



Şekil 3.11. Kaidelerin üzerindeki desteklerin en manipülasyonu ile ayrılması



Şekil 3.12. Kaidelerin ultrasonik temizleyicide temizlenmesi

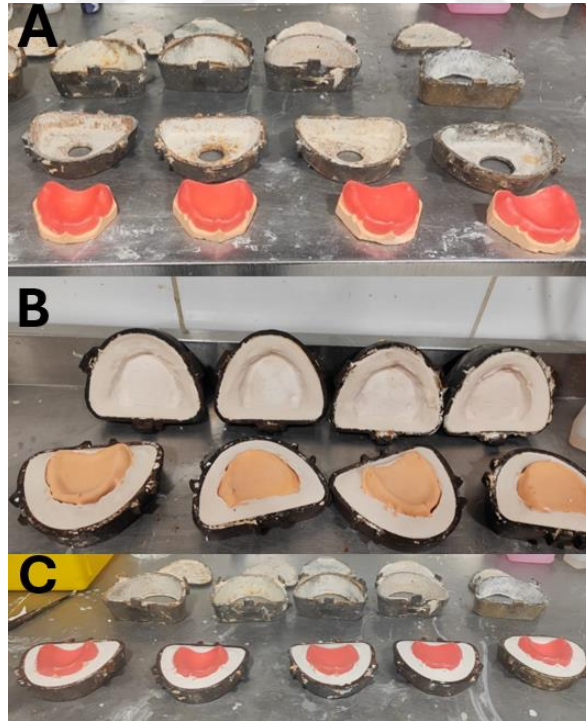


Şekil 3.13. A) DLP B) LCD 3 boyutlu üretim yöntemleriyle üretilen kaideler

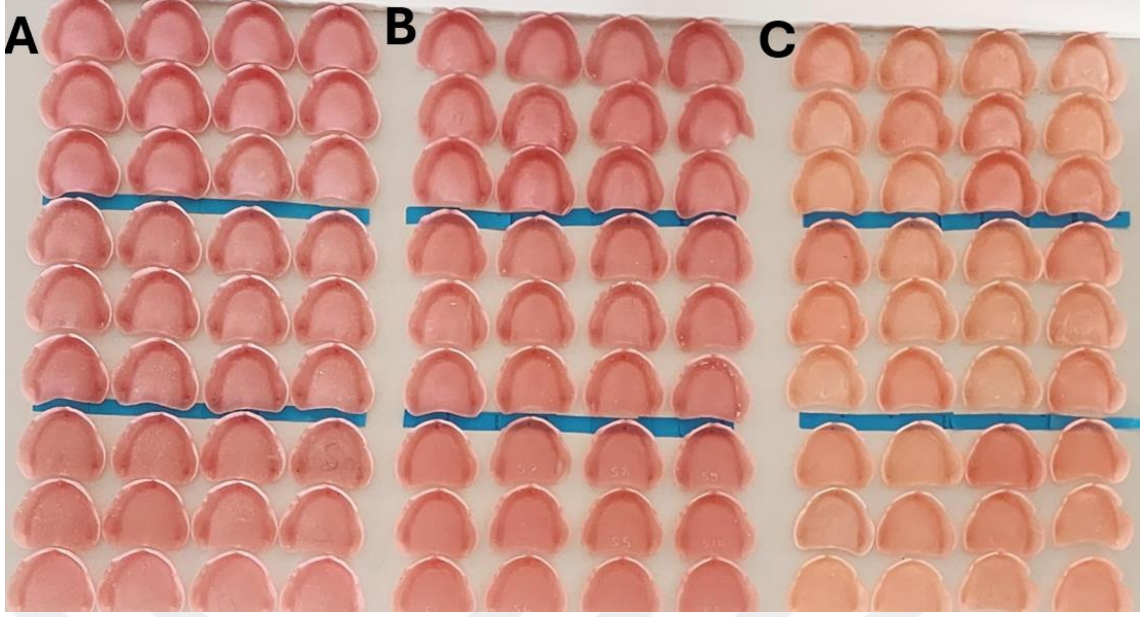
3.7. Tam Protez Kaidelerinin Konvansiyonel Basıncılı Mufıa (KBM) ile Üretilmesi

KBM üretim yöntemi ile derin, orta ve sıg olmak üzere toplamda 36 adet kaide üretimi gerçekleştirildi. Alçı modeller üzerine 2 mm kalınlığında, kaide sınırlarında pembe plak mum (Cerewax, İmiwax, Türkiye) ile kaide şablonları hazırlandı. Mum

şablonlu modeller muflaya alınıp üzerine lak sürüldü. Ardından mufla kapatılıp kaynama seviyesine ulaşmış suda 5 dakika bekletildi ve mum kalıntılarını tamamen temizlendi. Hala sıcak iken tekrar lak sürülerek 10 dakika bekletildi. Üretim için ısıyla polimerize olan polimetilmetakrilat (PMMA) (İntegra Sıcak Damak Akriliği, İntegra, Ankara, Türkiye) kullanıldı. Üretici talimatları doğrultusunda toz ve likit karıştırma kabı içinde spatül ile 1 dakika boyunca karıştırıldı. Kaide şablonlarının mufla içerisindeki negatif boşluklara hamur kıvamında akrilik tepimi yapıldı, mufla preslendi ve sonra britlere bağladıktan sonra ılık suya koyup kaynamaya bırakıldı. Kaynama noktasına ulaştıktan sonra 25 dakika muflalar kaynamış su içerisinde bekletildi. Bu işlemin ardından 1 saat beklemeye alındı ve mufla açıldı (Şekil 3.14.). Modele zarar vermeden dikkatli hamlelerle üretilen kaideler alçıdan çıkartıldı. Çıkan kaidenin tesviyesi yapıldı ve sonrasında pomza ile cilalandı ve üretimi tamamlandı. Böylece üç üretim yöntemi kullanılan 108 adet kaide üretimi tamamlandı (Şekil 3.15.).



Şekil 3.14. A) mum şablonlu modellerin muflaya alınması, B) mum atımı sonra modeller üzerinde oluşan negatif boşluklar, C) mufla içerisinde polimerizasyonları tamamlanan akrilik kaideler



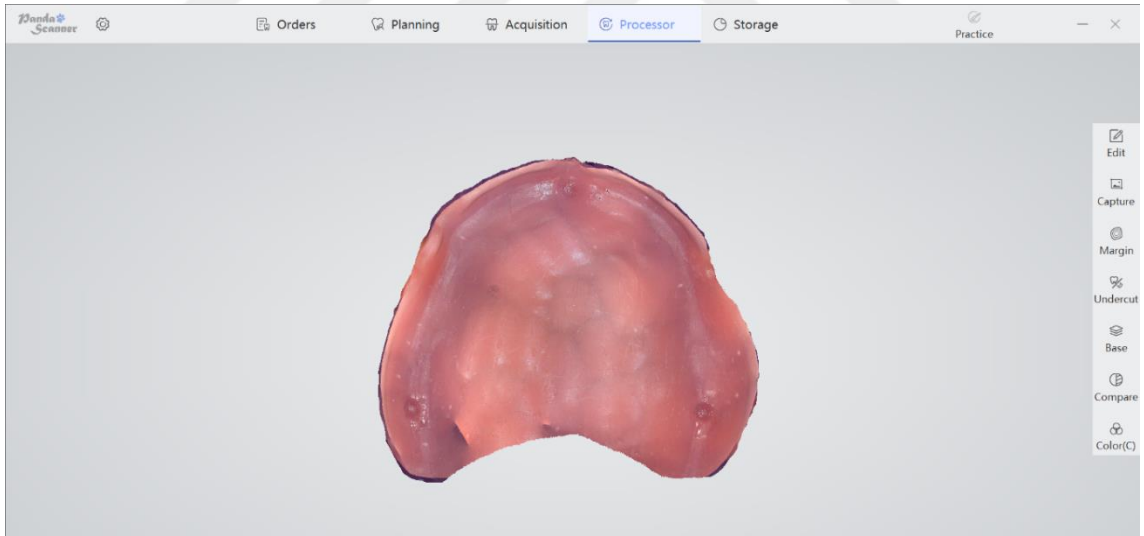
Şekil 3.15. A) DLP B) LCD C) KBM yöntemleriyle üretimi tamamlanan kaideler

3.8. Tam Protez Kaidelerinin Dijital Ortama Aktarılması

Elde edilen 108 adet akrilik kaide, yüzey çakıştırma işleminde kullanılmak üzere Panda P3 Renkli Ağız İçi Tarayıcı (High-tech Zone, Suzhou, Çin) cihazı ile tarandı (Şekil 3.16.) Tarama sırasında, bir tüber bölgesinden başlayarak diğer tüber bölgesine gitmek koşuluyla alveol kret bölge taraması ve ardından damak bölgesini taranmasını içeren bir tarama paterni izlendi. Dijital ortamda stereolitografi (dtl.) formatında kaydedildi (Şekil 3.17.).



Şekil 3.16. Üretimi tamamlanan kaidelerin tarama işleminin yapılması



Şekil 3.17. Panda yazılımı tarafından taranmış kaide iç yüzeyinin görüntüsü

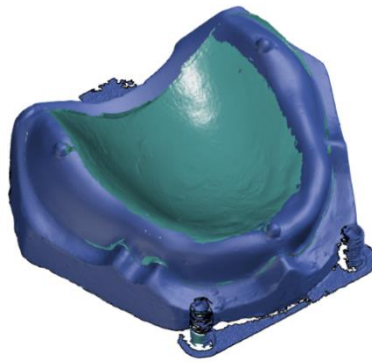
3.9. Dijital Ortamda Çakıştırma İşlemlerinin Yapılması

Dijital yüzey çakıştırma işlemleri “GOM inspect software V8” (GOM GmbH, Braunschweig, Almanya) yazılımı ile yapıldı. Referans olarak üretilen alçı modellerin masa üstü model tarayıcı ile hazırlanan stl. formatındaki tarama verileri ‘CAD body’ olarak yazılım içerisine aktarıldı. Ardından çakıştırma işleminde kullanılmak üzere ağız

içi tarayıcı ile hazırlanan stl. formatındaki kaide yüzeyinin dijital verileri ‘Mesh’ olarak yazılım içerisine aktarıldı (Şekil 3.18.). Çakıştırma işlemi için ilk olarak programın otomatik çakıştırma komutu kullanıldı (Şekil 3.19.). Otomatik çakıştırma komutunun yetersiz hassasiyet sunması sebebiyle, modeller üzerinde referans noktalar tespit edildi ve bu tespit edilen noktaların rehberliğinde yüksek hassasiyetle çakıştırma işlemi olan “Best fit” yöntemine geçildi.



Şekil 3.18. Alçı referans modelin ‘CAD body’, üretilen kaidenin ‘Mesh’ seçeneğiyle programa eklenmesi

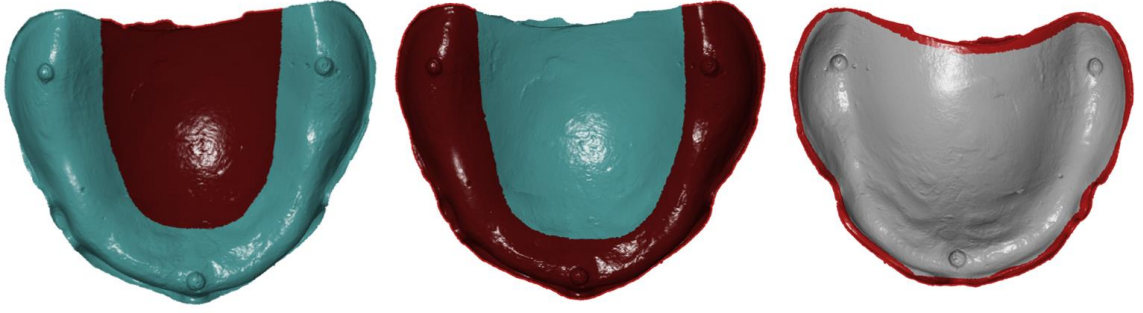


Şekil 3.19. Yüzey çakıştırma işleminin gerçekleştirilmesi

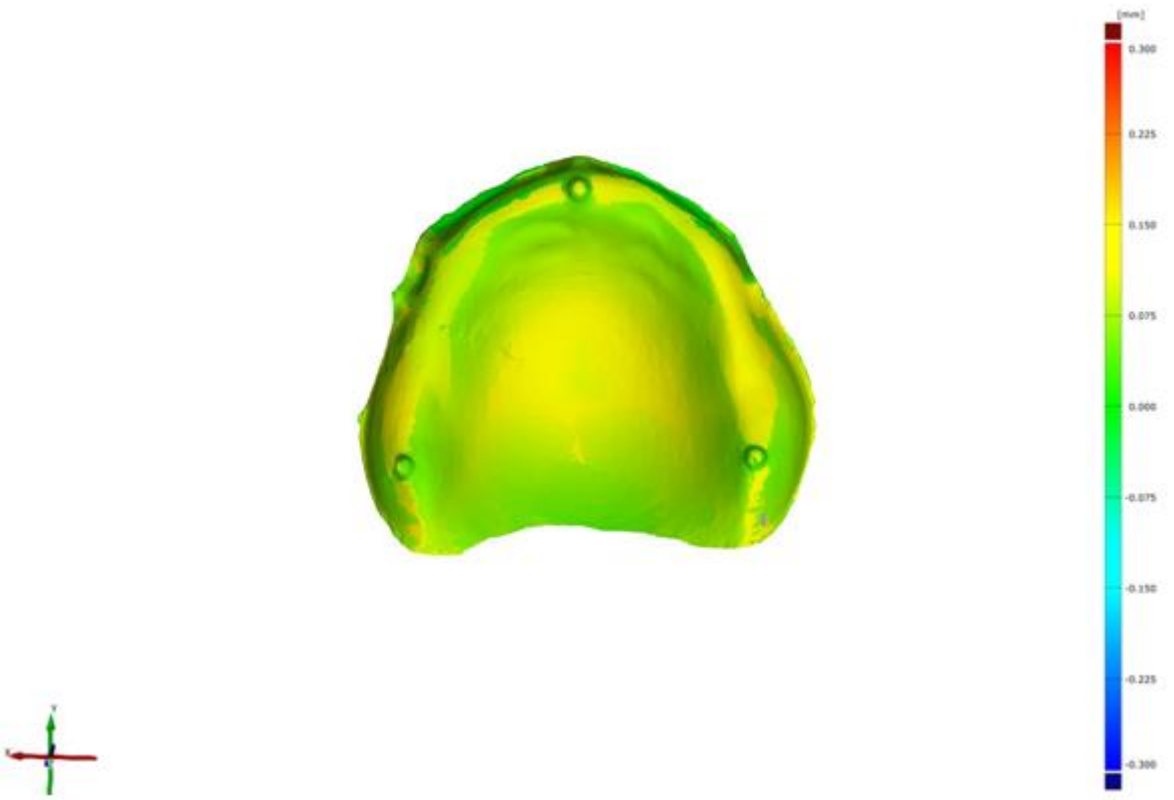
Best-fit yöntemi, karşılaştırma işlemini gerçekleştirirken belirli bir alan veya bölge içinde en iyi uyumu arayan bir yaklaşımı ifade eder. Alan seçimi, karşılaştırma işleminin sadece belirli bir bölgeye odaklanmasını ve bu bölgedeki detayları daha yakından incelemesini sağlar. Bu, genel bir karşılaştırma sürecinden daha spesifik ve hassas bir çözüm sunabilir. Seçilen “Mesh” nokta bulutu ile “CAD Body” verileri arasındaki sapma miktarı “mm” cinsinden tespit edildi. Kaideler üzerinde bölge ayrımı yapmadan öncelikle tüm kaide yüzey alanı seçildi sonra 3 spesifik bölgenin (damak kubbesi, alveol kret ve kenar sınırları) alan seçimleri yapıldı böylelikle 4 bölümün alan seçimleri yapıldı (Şekil 3.20.). Ardından yüzey karşılaştırması işlemi uygulandı. 108 kaide (36 kaide * 3 üretim tekniği) * 4 bölüm = 432 sapma verisi elde edildi. Referans model üzerinde temsil edilmeyen veya Sapmanın çok olduğu bölgeler, yüzey karşılaştırma işlemi sırasında dikkate alınmamaktadır. Kaide üzerinde yapılan “Best fit” işlemi sonrası “Surface comparison on actual” seçeneği ile referans değerler arasında karşılaştırma hassasiyetinin incelendi ve +0.30mm ile -0.30mm aralığındaki sapma değerleri renk skalasında görselleştirildi. Çalışmada farklı renklerin yorumlanması tolerans değeri (+0.30 ile -0.30) referans alınarak yapıldı (Tablo 3.3.) (Şekil 3.21.) (Gom, 2024).

Tablo 3.3. Tolerans değerleri arasındaki farklı renklerin yorumlanması

Renk	Temsil Ettiği Sapma Çeşidi
Mavi-Lacivert	Tolerans Değerine Yaklaşan Negatif Sapma – Alçı Model ile Kaide Arasında Basınç
Açık Mavi	Tolerans Değerine Yaklaşmayan Negatif Sapma -Alçı Model ile Kaide Arasında Basınç
Yeşil	Kaide-Alçı Model Uyumlu (Basınç/Boşluk Yoktur.)
Sarı	Tolerans Değerine Yaklaşmayan Pozitif Sapma- Alçı Model il Kaide Arasında Boşluk
Kırmızı-Turuncu	Tolerans Değerine Yaklaşan Pozitif Sapma – Alçı Model ile Kaide Arasına Boşluk



Şekil 3.20. “Best fit” yöntemi için kaidenin damak kubbesi bölgesi, alveol kret bölgesi ve kenar sınırları üzerinde alan seçimi



Şekil 3.21. Yüzey çakıştırma işleminin renk skalası ile görselleştirilmesi

3.10. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada verilen tanımlayıcı istatistikler; sayı, ortalama, standart sapma, minimum, maksimum ve medyan olarak verildi. İstatistiksel analizin ilk adımı olarak normallik varsayımı Shapiro Wilk testi ile varyans homojenliği Levene testi ile kontrol edildi. Normal dağılıma sahip olan üç ve daha çok bağımsız grubun ortalamalarının

karşılaştırılması için ANOVA, normal dağılım olmadığında Kruskal Wallis testi uygulandı. Farkı yaratan grup ya da grupların belirlenmesi için Post Hoc Bonferroni analizlerinden yararlanıldı. Çalışmada $p<0,05$ değeri anlamlı olarak kabul edildi. Analizler IBM SPSS 25 (IBM Corp, Armonk, NY, ABD) programında gerçekleştirildi.



4. BULGULAR

4.1. Tüm Yüzey Sapma Değerlerinin Karşılaştırılması

DLP, LCD ve KBM yöntemleri ile üretilen tam protez kaidelerinin üretim yöntemleri, yüzeyler ve damak derinliğine göre sapma değerlerinin (mm) minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Üretim yöntemleri, yüzeyler ve damak derinliğine göre sapma değerlerinin (mm) minimum ve maksimum değerleri dağılımları

Damak Derinliği	Bölge	DLP	LCD	KBM
		Min.-Maks.	Min.-Maks.	Min.-Maks.
Derin	Tüm yüzey	0.1216-0.2224	0.136-0.1944	0.1184-0.2008
	Damak kubbesi	0.0512-0.1080	0.0536-0.1128	0.0512-0.1568
	Kenar sınırları	0.1096-0.1728	0.1352-0.1792	0.1096-0.2176
	Alveol kret	0.0938-0.1593	0.0984-0.1544	0.0944-0.1648
Orta	Tüm yüzey	0.1048-0.2144	0.1424-0.2168	0.1128-0.2016
	Damak kubbesi	0.0448-0.1016	0.0416-0.1280	0.0632-0.1142
	Kenar sınırları	0.1116-0.1832	0.1064-0.1928	0.1104-0.1832
	Alveol kret	0.0824-0.1488	0.1016-0.1568	0.0736-0.1560
Sığ	Tüm yüzey	0.1344-0.1896	0.1568-0.228	0.1296-0.2336
	Damak kubbesi	0.0440-0.1124	0.0608-0.1016	0.0694-0.0928
	Kenar sınırları	0.1208-0.1768	0.1344-0.1856	0.1240-0.1732
	Alveol kret	0.0928-0.1560	0.1016-0.1424	0.0928-0.1560

Üretim yöntemleri, yüzeyler ve damak derinliğine göre sapma ölçümlerinin dağılımları ve karşılaştırılması tablo 4.2.’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Üretim yöntemleri ve damak derinliğine göre tüm yüzey sapma değerlerinin (mm) karşılaştırılması

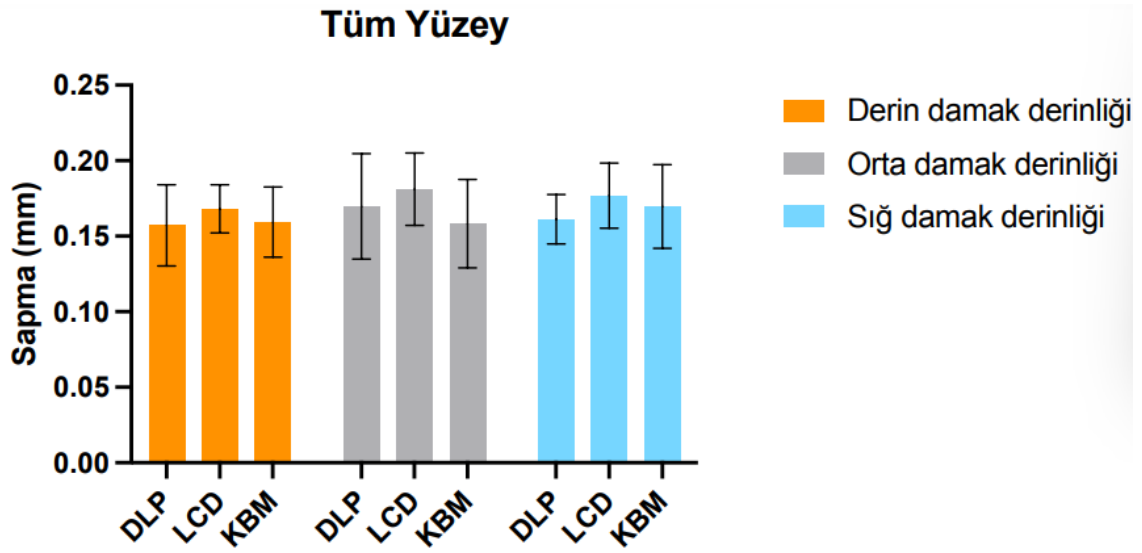
Tüm yüzey	DLP	LCD	KBM	Gruplar Arası	
Bölge	Ort.±S.S.(M.)	Ort.±S.S.(M.)	Ort.±S.S.(M.)	Test İstatistiği	p
Derin	0.1569±0.0269(0.1576)	0.1697±0.0159(0.17)	0.1591±0.0232(0.1624)	1.1266	0.336
Orta	0.1697±0.0349(0.1740)	0.1811±0.0239(0.1840)	0.1583±0.0293(0.1676)	1.762	0.188
Sığ	0.1613±0.0163(0.1652)	0.1769±0.0215(0.1716)	0.1696±0.0277(0.1736)	2.697†	0.260
Damak Derinliği	DLP	LCD	KBM		
Test					
İstatistiği	0.683	1.593†	0.665		
p	0.512	0.451	0.521		

†: Kruskal Wallis testi

Üretim yöntemleri ve damak derinliğine göre sapma ölçümlerinin dağılımları verilmiş ve karşılaştırmaların yapılmasında ANOVA ve Kruskal Wallis testleri uygulanmıştır.

Damak derinliği için yapılan analizler sonucunda; tüm derinliklerde üretim yöntemlerine göre sapma ölçümleri arasında elde edilen farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı ($p>0.05$) olmadığı saptandı.

Üretim yöntemleri için yapılan analizler sonucunda; DLP, LCD ve KBM gruplarında tüm damak derinliklerine göre sapma ölçümleri arasında elde edilen farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı ($p>0.05$) olmadığı saptandı. Tüm yüzeylerin ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Tüm yüzeylerin sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği

DLP, LCD ve KBM yöntemleriyle üretilen tam protez kaidelerinin Üretim yöntemleri, yüzeyler ve damak derinliğine göre sapma ölçümlerinin dağılımları ve karşılaştırılması Tablo 4.3.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Üretim yöntemleri, yüzeyler ve damak derinliğine göre sapma ölçümlerinin dağılımları ve karşılaştırılması (mm)

		DLP	LCD	KBM	Gruplar Arası	
Damak Derinliği	Bölge	Ort.±S.S.(M.)	Ort.±S.S.(M.)	Ort.±S.S.(M.)	Test İstatistiği	p
Derin	Damak kubbesi	0.0797±0.0141(0.0800) ^a	0.0814±0.0185(0.0812) ^a	0.0803±0.0258(0.0762) ^a	0.916†	0.633
	Kenar sınırları	0.1494±0.0171(0.1540) ^b	0.1586±0.0147(0.1608) ^b	0.1544±0.0282(0.1584) ^b	0.585	0.563
	Alveol kret	0.1220±0.0233(0.1260) ^b	0.1232±0.0171(0.1220) ^c	0.1279±0.0244(0.1292) ^b	0.240	0.788
Test İstatistiği		25.984†	63.288	24.648		
p		<0.001*	<0.001*	<0.001*		
Orta	Damak kubbesi	0.0700±0.0144(0.0704) ^a	0.0777±0.0292(0.0724) ^a	0.0815±0.0150(0.0787) ^a	0.954	0.395
	Kenar sınırları	0.1498±0.0227(0.1516) ^b	0.1526±0.0260(0.1564) ^b	0.1519±0.0170(0.1528) ^b	0.053	0.949
	Alveol kret	0.1197±0.0214(0.1204) ^c	0.1258±0.0159(0.1236) ^c	0.1237±0.0266(0.1288) ^c	0.240	0.788
Test İstatistiği		63.288	29.095	37.094		
p		<0.001*	<0.001*	<0.001*		
Sığ	Damak kubbesi	0.0659±0.0182(0.0660) ^{a,A}	0.0805±0.0130(0.0820) ^{a,B}	0.0827±0.0069(0.0842) ^{a,B}	5.469	0.009*
	Kenar sınırları	0.1494±0.0175(0.1516) ^b	0.1535±0.0153(0.1524) ^b	0.1539±0.0148(0.1552) ^b	0.294	0.747
	Alveol kret	0.1166±0.0180(0.1125) ^c	0.1175±0.0100(0.1160) ^c	0.1184±0.0186(0.1136) ^c	0.037	0.964
Test İstatistiği		66.292	95.387	74.943		
p		<0.001*	<0.001*	<0.001*		
Damak Derinliği		DLP	LCD	KBM		
Damak kubbesi	Test İstatistiği	6.908†	0.101	0.055		
	p	0.032*	0.904	0.947		
Kenar sınırları	Test İstatistiği	0.002	0.330	0.047		
	p	0.998	0.721	0.955		
Alveol kret	Test İstatistiği	0.200	0.994	0.491		
	p	0.820	0.381	0.616		

*p<0.05 ve †: Kruskal Wallis testi

Küçük harflendirme bölgeler arası farkı, büyük harflendirme damak derinlikleri arası farkı göstermektedir.

Üretim yöntemleri, yüzeyler ve damak derinliğine göre sapma ölçümlerinin dağılımları verilmiş ve karşılaştırmaların yapılmasında ANOVA ve Kruskal Wallis testleri uygulanmıştır.

Damak derinliği ve bölgeler için yapılan analizler sonucunda; sıg damak derinliği, damak kubbesi bölgesinde üretim yöntemlerine göre sapma ölçümleri açısından elde edilen farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) olduğu saptandı. Bonferroni testlerine göre DLP ile LCD ve KBM grupları arasında istatistiksel anlamda farklılık tespit edilmiştir ($p<0.05$). LCD ve KBM ölçümleri DLP ölçümlerinden yüksektir.

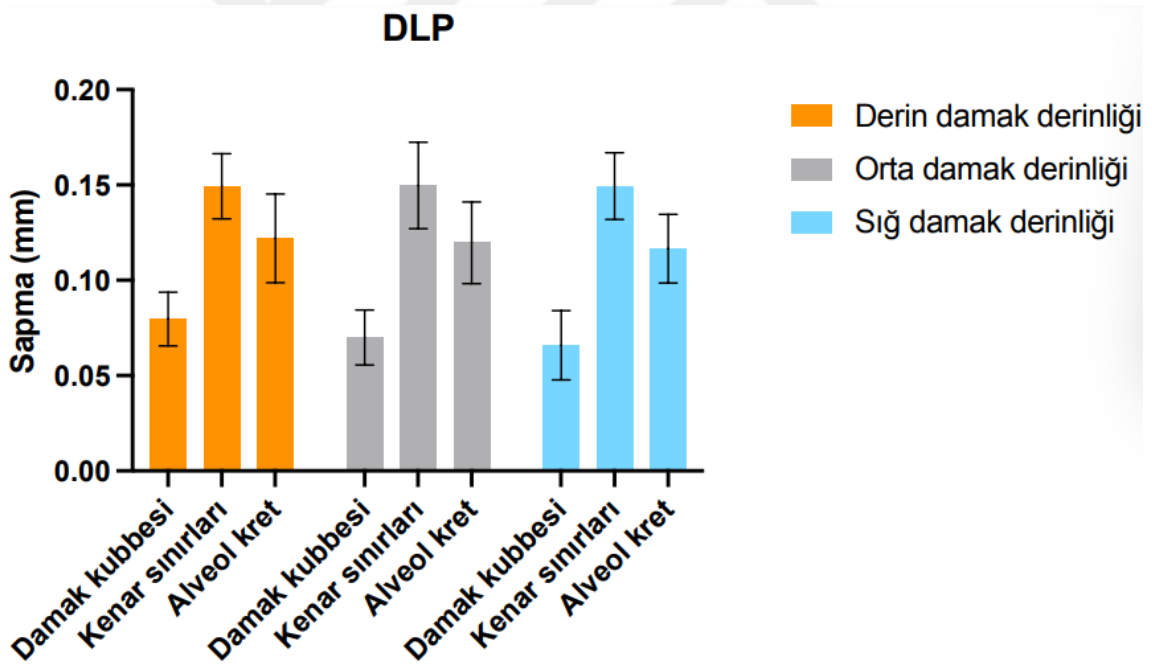
Derin ve orta damak derinliklerinde tüm bölgelerde ve sıg damak derinliğinde, kenar sınırları ve alveol kret bölgesinde üretim yöntemlerine göre sapma ölçümleri arasında elde edilen farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı ($p>0.05$) olmadığı saptandı.

Üretim yöntemleri ve bölgeler için yapılan analizler sonucunda; DLP grubunun damak kubbesi bölgesinde damak derinliğine göre sapma ölçümleri arasında elde edilen farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) olduğu tespit edildi. Bonferroni testlerine göre sıg ile derin bölgeler arasında istatistiksel anlamda bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Derin bölge ölçümleri sıg bölge ölçümlerinden yüksektir. Diğer üretim yöntemlerinde tüm bölgelerde ve DLP grubunun kenar sınırları ve alveol kret bölgelerinde damak derinliğine göre sapma ölçümleri arasında istatistiksel anlamda farklar elde edilmedi ($p>0.05$).

Üretim yöntemleri ve damak derinliği için yapılan analizler sonucunda; tüm üretim yöntemlerinde ve tüm derinliklerde bölgelere göre sapma ölçümleri açısından elde edilen farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) olduğu tespit edildi.

Derin damak derinliği, DLP grubu için yapılan Bonferroni testlerine göre damak kubbesi ile kenar sınırları ve alveol kret bölgeleri arasında elde edilen farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) olduğu tespit edildi. Kenar sınırları ve alveol kret bölgeleri ölçümleri damak kubbesi ölçümlerinden yüksektir.

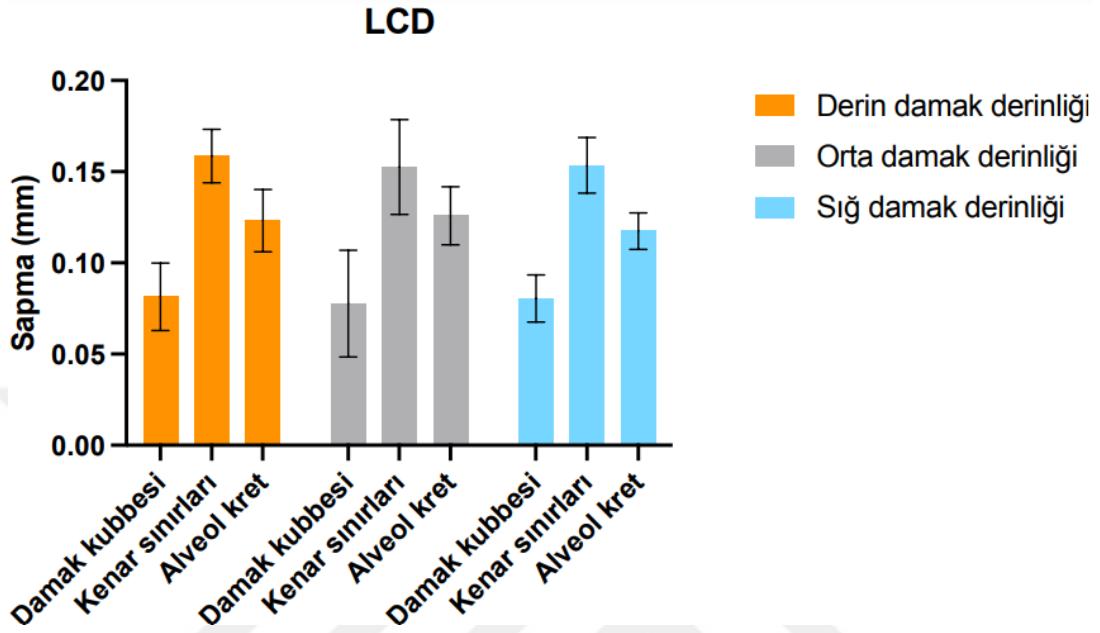
Orta ve sığ damak derinliği, DLP grupları için yapılan Bonferroni testlerine göre damak kubbesi ile kenar sınırları ve alveol kret bölgeleri arasında; kenar sınırları ile alveol kret bölgeleri arasında istatistiksel anlamda farklar($p<0.05$) tespit edilmiştir. Kenar sınırları ve alveol kret bölgeleri ölçümleri damak kubbesi ölçümlerinden yüksektir. Kenar sınırları ölçümleri alveol kret ölçümlerinden yüksektir. DLP üretim yöntemi için damak derinlikleri ve bölgelere göre ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği Şekil 4.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. DLP üretim yöntemi için damak derinlikleri ve bölgelere göre ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği

Derin, orta ve sığ damak derinliği, LCD grubu için yapılan Bonferroni testlerine göre damak kubbesi ile kenar sınırları ve alveol kret bölgeleri; kenar sınırları ile alveol kret bölgeleri arasında istatistiksel anlamda farklar($p<0.05$) tespit edilmiştir. Üç grupta da kenar sınırları ve alveol kret ölçümleri damak kubbesi ölçümlerinden yüksektir. Kenar

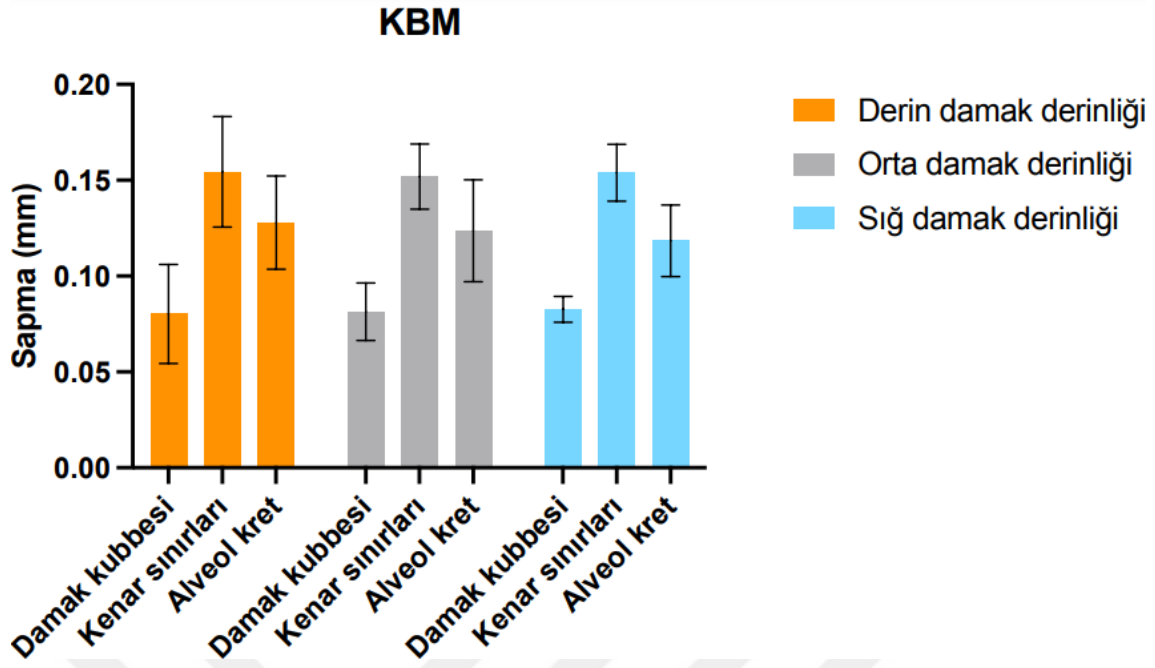
sınırları ölçümleri alveol kret ölçümlerinden yüksektir. LCD üretim yöntemi için damak derinlikleri ve bölgelere göre ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği Şekil 4.3.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.3. LCD üretim yöntemi için damak derinlikleri ve bölgelere göre ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği

Derin damak derinliği, KBM grubu için yapılan Bonferroni testlerine göre damak kubbesi ile kenar sınırları ve alveol kret bölgeleri arasında istatistiksel anlamda farklar tespit edilmiştir ($p < 0.05$). Kenar sınırları ve alveol kret ölçümleri damak kubbesi ölçümlerinden yüksektir.

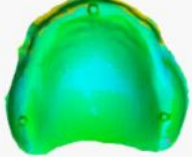
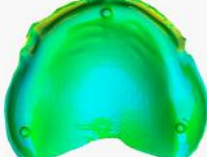
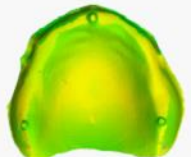
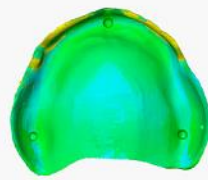
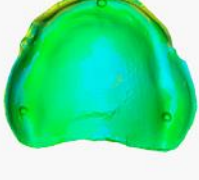
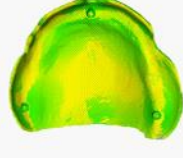
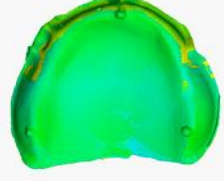
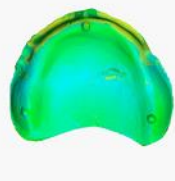
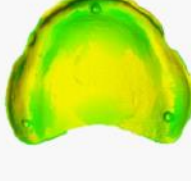
Orta ve sığ damak derinliği, KBM grubu için yapılan Bonferroni testlerine göre damak kubbesi ile kenar sınırları ve alveol kret bölgeleri; kenar sınırları ile alveol kret bölgeleri arasında istatistiksel anlamda farklar elde edilmiştir ($p < 0.05$). Kenar sınırları ve alveol kret ölçümleri damak kubbesi ölçümlerinden yüksektir. Kenar sınırları ölçümleri alveol kret ölçümlerinden yüksektir. KBM üretim yöntemi için damak derinlikleri ve bölgelere göre ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği Şekil 4.4.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.4. KBM üretim yöntemi için damak derinlikleri ve bölgelere göre ortalama sapma değerleri ve standart sapmalarına ait sütun grafiği

Renklendirilmiş yüzey karşılaştırması analizi incelendiğinde DLP ve LCD üretim yöntemlerinde damak kubbesi kısımlarında yeşil ve mavi bölgelerin yoğunlukta olduğu gözlemlendi. Bu durum kaidelerin damak kubbesi bölgesinde alçı model ile kaide arasında çoğunlukla tolerans değerine yaklaşmayan negatif sapmaları göstermektedir. Negatif sapmanın en yoğun olduğu bölgeler LCD yöntemiyle üretilen derin damaklı modellerde gözlenirken, en az yoğunlukta olduğu bölgeler DLP yöntemiyle üretilen sığ damaklı modellerde gözlemlendi. Alveol kret ve rugalar kısımlarında yeşil ve açık mavi bölgelerin yoğunlukta olduğu gözlemlendi. Bu durum kaidenin bu bölgelerde, alçı model ile uyumlu ve çoğunlukla tolerans değerine yaklaşmayan negatif sapmalara sahip olduğunu gösterir. Kaide kenar sınırları kısımlarında sarı bölgelerin yoğunlukta olduğu gözlemlendi. Bu durum kenar sınırları kısımlarında kaideler ile alçı model arasında çoğunlukla tolerans değerine yaklaşmayan pozitif sapmaları göstermektedir. KBM üretim yöntemiyle elde edilen karşılaştırma görüntüleri incelendiğinde ise kenar sınırları, alveol kret ve damak kubbesi bölgelerinde yeşil ve sarı renk yoğunluklu bölgeler, yani alçı model ile kaide arasında

tolerans değerine yaklaşmayan pozitif sapma içeren bölgeler tespit edilmiştir. DLP, LCD ve KBM yöntemleriyle üretilen tam protez kaidelerinin Renklendirilmiş yüzey akıştırması sapma analizi tablosu şekil 4.5.'te gösterilmiştir.

	DLP	LCD	KBM
derin			
orta			
sığ			

şekil 4.5. Üretim yöntemler ve damak derinliklerine göre düzenlenen renklendirilmiş yüzey akıştırması sapma analizi

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın birinci sıfır(yokluk) hipotezi farklı damak derinliklerinde doku yüzeyi adaptasyonu açısından üretim teknikleri arasında farklılık olmadığı yönündedir. Tüm yüzey sapma değerleri incelendiğinde damak derinlikleri açısından anlamlı farklılık bulunmadığı için birinci sıfır(yokluk) hipotezi kısmen kabul edilmiş olup spesifik bölgeler düzeyinde sapma değerleri incelendiğinde damak derinlikleri açısından anlamlı farklılık bulunması sebebiyle de kısmen reddedilmiştir. Çalışmanın ikinci sıfır hipotezi ise kullanılan 3 boyutlu üretim yöntemleri ile kontrol grubu olan konvansiyonel basınçlı üretim yöntemi arasında sapma değerleri bakımından farklılık olmadığı yönündedir. Tüm yüzey sapma değerleri incelendiğinde üretim teknikleri açısından anlamlı farklılık bulunmadığı için kısmen kabul edilmiş olup spesifik bölgeler düzeyinde sapma değerleri incelendiğinde üretim teknikleri açısından anlamlı farklılık bulunması sebebiyle de kısmen reddedilmiştir.

Protetik diş tedavisinde uzun yıllardır kullanılan tam protezler dişsiz hastalar için etkili bir tedavi yöntemidir (Zarb ve ark., 2012). 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 (Goodacre ve ark., 2016).

Tam protezler, üretim esnasında, kaidenin kalınlığına, kaide materyaline, üretimdeki basamaklara, damak kubbesinin ve rezidüel kretin şekli gibi faktörler sebebiyle distorsiyon ve deformasyon uğrayabilmektedir (Sykora & Sutow, 1993). Konvansiyonel üretim yöntemlerinde manipülasyonun karmaşıklığı, muflaya alma gibi prosedürler, vakit kaybının yanı sıra ısı ile polimerize olan akrilik materyalinde deformasyonlara dolayısıyla kaide adaptasyonunda kayıplara yol açabilir (Artopoulos ve ark., 2013).

Üretim basamaklarında meydana gelebilecek distorsiyonları sadece üretim aşamaları değil, damak derinlik seviyelerindeki farklılıklar gibi anatomik yapılardan da etkilenmektedir. Damak derinlikleri, derin (>12 mm), orta (6–12 mm) ve sıg (<6 mm) olmak üzere üçe ayrılmıştır.(Johnson ve ark., 1986) Geleneksel sistemlerle üretilen kaidelerde damak derinliklerinin protez kaide adaptasyonunu etkisini inceleyen çalışmalarda, damak derinliklerinin ve farklı üretim tekniklerinin kaide adaptasyonunu etkileyebildiği rapor edilmiştir (Akaltan ve ark., 2020; Johnson, 1987; Saraf ve ark., 2013).

Tam protez üretiminde PMMA en sık kullanılan materyaldir. PMMA kullanılan konvansiyonel 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 (Kawara ve ark., 1998; Parvizi ve ark., 2004). Tam protez kaidesi üretiminde yüzey adaptasyonu, farklı üretim yöntemleri arasında da farklılıklar gösterebilir. Konvansiyonel 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 (Steinmassl ve ark., 2018). Ayrıca laboratuvar aşamalarının basitliği, hasta seans süresi ve seans sayısını azaltması gibi avantajları olduğu rapor edilmiştir (Hwang ve ark., 2019). Benzer şekilde, 3 boyutlu baskı tekniklerinin kullanımı da protez kaidesinin adaptasyonunu artırabilir ve retansiyonu iyileştirebilir (Charoenphol & Peampring, 2023; Emera & Abdallah, 2021). Literatürde 3 boyutlu yazıcılarla farklı damak derinlikleri bulunan modeller üzerinde kaide üretimi yapılan ve yüzey adaptasyonu değerlendirilen çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmada farklı damak derinliklerine sahip modeller üzerinden DLP, LDC ve KBM

yöntemleri ile elde edilen tam protez kaidelerinin doku yüzey adaptasyonu 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, 385 ve 405nm 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.

Konvansiyonel basınçlı mufla yönteminde kullanılan ısı ile polimerize olan PMMA; düşük dayanıklılık, polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajları olmasına rağmen biyouyumluluğu, uygun maliyeti, tamir edilebilir olması, estetik özellikleri nedeniyle kaide materyali olarak en sık kullanılan materyaldir (Cheng ve ark., 2010; Gad ve ark., 2019; Kawaguchi ve ark., 2020; Li ve ark., 2021). Bu nedenle bu çalışmada kontrol grubu olarak yer almaktadır.

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 (Paral ve ark., 2023; Schweiger ve ark., 2021). İlk 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 (Van Noort, 2012; Yavuz & Yılmaz, 2021). DLP ve LCD yöntemleriyle 3 boyutlu üretim, küçük boyutlu nesneleri, 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 50 µm boyutunda baskı yapabilen yüksek baskı çözünürlüğüne sahip bir üretim yöntemidir. Yarı iletken malzemeleri, UV ışığını tolere edemediğinden, 405 nm dalga boyuna sahip LED ışığı, ışık kaynağı olarak kullanır (Chang ve ark., 2012; Li ve ark., 2023; Rahman, 2002). 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.(Quan ve ark., 2020) Yapılan literatür taramasında DLP tipi yazıcıların yüzey adaptasyonu incelenen çalışmalarda sıklıkla tercih edildiği tespit edilmiştir (Charoenphol & Peampring, 2023; Hwang ve ark., 2019; Unkovskiy ve ark., 2021; Yoon ve ark., 2018; You ve ark., 2021). LCD tipi yazıcılar ile yüzey adaptasyonu inceleyen çalışma sayısının çok kısıtlı olduğu gözlemlenmiştir (Tosun ve ark., 2023).

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 (Lo Giudice ve ark., 2022). Literatürdeki çalışmalarda 3 boyutlu yazıcılarda baskı doğruluğunun 50 µm ile daha yüksek elde edildiği için bu çalışmalar referans alınarak bu çalışmada 50 µm katman kalınlığı tercih edilmiştir (Dalal ve ark., 2020; Oliveira, 2019; Zhang ve ark., 2019).

DLP ve LCD tipi 3 boyutlu yazıcılarda üretimde 90° üretim açısı tercih edilmiştir. Farklı üretim açıları kullanılan ve farklı üretim açılarını optimal olarak tavsiye eden çalışmalar literatürde bulunmaktadır (Jin ve ark., 2020; Ollison & Berisso, 2010). Bununla birlikte farklı üretim açılarının, doku yüzeyi adaptasyonu açısından anlamlı etki

oluşturmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (Jin ve ark., 2020). Bu çalışmada benzer çalışmalar referans alınarak 90° üretim açısı tercih edilmiştir (Tosun ve ark., 2023).

3 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 (Tsolakis ve ark., 2022). 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 (Laughlin ve ark., 2001; Lee ve ark., 2010; Sekar V ve ark., 2015; Sykora & Sutow, 1993). Protez kaidesi 3 boyutlu karmaşık şekle sahip olduğu için, noktalar arasındaki 2 boyutlu doğrusal ölçümler, meydana gelen deformasyonların etkisini değerlendirmek için yetersiz kalabilir.

Silikon replika yöntemi de yüzey adaptasyonu çalışmalarında kullanılan bir yöntemdir. Üretilen kaide ile alçı modelin arasına akışkan silikon esaslı ölçü maddesi uygulanır ve polimerize olan ölçü maddesi dijital mikroskop ile kesitler halinde incelenir. Silikon esaslı ölçü maddesinde meydana gelen büzülme ve genleşme bu yöntemin limitasyonudur (You ve ark., 2021). Hsu ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada konvansiyonel ve dijital çeşitli üretim yöntemleri ile tam protez kaideleri üretip, yüzey karşılaştırma kısmında hem silikon replika yöntemi hem de 3 boyutlu dijital karşılaştırma yöntemini beraber kullanmıştır. Bununla birlikte, 3 boyutlu yazıcı teknolojilerinin karşılaştırıldığı güncel literatür çalışmalarında genellikle dijital yüzey karşılaştırma

programlarının tercih edildiği tespit edilmiştir (Goodacre ve ark., 2016; Kalberer ve ark., 2019; Lo Giudice ve ark., 2022; Tasaka ve ark., 2019). Bu çalışmada da benzer çalışmalarla kıyaslanabilir sonuçlar elde edilmesi için dijital yüzey karşılaştırma programı kullanılmıştır.

Ayrıca bu çalışmada, benzer çalışmalarda olduğu gibi, kaide yüzey adaptasyonunun doğruluk derecesini karşılaştırmak için Best-fit algoritma yöntemi kullanılmıştır. Best-fit algoritma yönteminde tersine mühendislik yazılımı kaide iç yüzeyi ve model arasındaki benzer noktalar otomatik olarak belirlenmektedir. Daha yoğun sayıdaki benzer noktalar tarafından yüzey oluşturulmakta ve sabit olan benzer yüzeyler üzerinde de karşılaştırma işlemi yapılmaktadır. Bu yöntem ölçüm verisi ve model arasında olan ortalama sapmanın çok küçük olduğu durumlarda tercih edilir ve model üzerinde temsil edilmeyen noktalar veya sapmanın fazla olduğu alanlar yok sayılır (Chen ve ark., 2015; Unkovskiy ve ark., 2021; Wemken ve ark., 2020).

Tam protez kaidelerinin yüzey sapma değerlerinin klinik olarak kabul edilebilirliği hakkında henüz bir fikir birliği yoktur (Wemken ve ark., 2020). Wang ve ark. yaptıkları sistematik derleme çalışmasında, mukozanın reziliensine bağlı olarak okluzal yükler altında 0.3 mm'den az sapma miktarının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir (Wang ve ark., 2021). Bu çalışmada, benzer çalışmalar referans alınarak, sapma değerlerinin tolerans sınırları +0.30 ile -0.30 mm olarak belirlenmiştir (Hwang ve ark., 2019; Yoon ve ark., 2018; You ve ark., 2021).

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 (Tasaka ve ark., 2019; Tosun ve ark., 2023; Wemken ve ark., 2020). Bu bölgelere ek olarak protez kenarından 6mm uzak bölge veya palatal tıkaç bölgesinin de

değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur (Akaltan ve ark., 2020; Charoenphol & Peampring, 2023; Goodacre ve ark., 2016). Bu ayrım, üretim tekniklerinin bölgesel farklılıklardan etkilenebilirliğinin veya hangi tekniğin hangi bölgede daha başarılı olduğunun incelenmesini sağlar. Mevcut çalışmada kaidelerin iç yüzeyi öncelikle bölgelere ayrılmadan tüm yüzey olarak sapmaları ölçülmüştür. Sonrasında kaidelerin iç yüzeyi 3 bölüme ayrılarak incelenmiştir, bunlar; damak kubbesi, alveol kreti ve kaide kenar sınırlarıdır.

Hermetik kapama ve sert dokuların stimülasyonu için tam protezlerin dokulara minimal basınç uygulaması gerekir (Çalikkocaoğlu, 2010; Rahn ve ark., 2009). Çalışmada elde edilen çakıştırma görüntüleri incelendiğinde, alveol kret ve sert damak bölgelerinde, yeşilden açık maviye değişen renk farklılıkları, yani uyumlu ve azdan çoğa basınç alan (Tolerans değerine yaklaşmayan negatif sapma) bölgeler tespit edilmiştir. Sert damak bölgesinde en az sapma ve yeşil- açık mavi renk yoğunluğu gösteren modeller, DLP yöntemiyle üretilen sıg damaklar üzerinde tespit edilmiştir. Açık mavi renk ile en fazla yoğunluk gösteren bölge ise derin damaklı LCD modeller üzerinde gözlemlenmiştir. Alveol kret ve sert damak bölgeleri birincil basınç alanları olduğu için kullanım sırasında oluşan basınçları tolare eden bölgelerdir. Ayrıca ağız içi dokuların, mukozanın reziliensi ve tükürük etkisi öngörülemediği için negatif sapma gösteren kaide bölgelerinin in-vivo koşullarda ağız için dokulara basınç uyguladığına dair yorum yapmak zordur. KBM üretim yönteminden elde edilen çakıştırma görüntüleri incelendiğinde ise kenar sınırları, alveol kret ve damak kubbesi bölgelerinde yeşil ve sarı renk yoğunluklu bölgeler, yani alçı model ile kaide arasında boşluk (Tolerans değerine yaklaşmayan pozitif sapma) içeren bölgeler tespit edilmiştir. Bununla birlikte damak derinliği artışıyla beraber bu bölgedeki sarı renk yoğunluğunun azaldığı gözlemlenmiştir. Bu sapmaların sebebi KBM yönteminde kullanılan ısıyla polimerize akriliğin sert damak bölgesinde gösterdiği

polimerizasyon büzülmesinin fazla olması ile açıklanabilir. Ayrıca bütün gruplarda kenar sınırları bölgelerinde sarı renk bölgeleri, yani alçı model ile kaide arasında boşluk (Tolerans değerine yakla mayan pozitif sapma) içeren bölgeler tespit edilmiştir. Bu çalışmada elde edilen sapma değerleri, kabul edilebilir +0.3 ve -0.3 aralığında yer aldığı için bu çalışmada incelenen yöntemler bütün damak derinlikleri için güvenle kullanılabilir (Wang ve ark., 2021).

Literatürde damak derinliğinin veya 3 boyutlu yazıcılarla üretim, kaide yüzey adaptasyonuna etkisini inceleyen farklı çalışmalar mevcuttur (Akaltan ve ark., 2020; Hwang ve ark., 2019; Laughlin ve ark., 2001; Sykora & Sutow, 1993; Tasaka ve ark., 2019; Tosun ve ark., 2023). Ancak kaide yüzey adaptasyonunda iki parametreyi de aynı anda inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Literatürdeki çalışmalarda sıklıkla lineer boyutsal stabilite ölçüm yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemde, palatal tıkaç bölgesinde kaide ile model yüzeyi arasında meydana gelen boşluk miktarı ölçülmektedir. Fakat kaidenin modele uyguladığı basınç ile ilgili herhangi bir yorum yapılamamaktadır. Hem Sykora ve ark. (1993) hem de Laughlin ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada derin ve sığ damak derinliklerine sahip modellerle posterior palatal tıkaç bölgesinde adaptasyon değerlendirmişlerdir ve damak şeklinin kaide adaptasyonunu etkilediğini bildirmişlerdir. Sığ damaklı modellerde kaide ile model arasında daha fazla boşluk, derin damaklı modellerde daha fazla uyum tespit etmişlerdir. Cam fiberle güçlendirilmiş akriliklerin derin, orta ve sığ damak derinliklerinde kaide yüzey adaptasyonu inceleyen çalışmada lineer boyutsal stabilite açısından damak derinlikleri arasında, anterior kret bölgesi, kenar sınır bölgeleri ve palatal tıkaç bölgelerinde anlamlı farklılıklar elde etmişlerdir (Atiyah & Hamad, 2014). Akaltan ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada farklı konvansiyonel yöntem ile derin ve sığ olmak üzere 2 farklı damak derinliğine sahip alçı modeller referans alınarak in-vitro koşullarda maksiller tam protez kaidesi üretimi yapmış ve bu çalışmaya

benzer şekilde dijital yazılım yardımıyla yüzey uyumunu incelemişlerdir. Damak derinliği, lokasyon ve üretim tekniği etkileşiminin istatistiksel anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca çalışma bulguları incelendiğinde KBM yöntemiyle üretilen kaidelerde kenar sınır bölgeleri ve sert damak bölgeleri ile alveolar kret bölgeleri arasında yüzey adaptasyonu açısından hem derin hem sık damaklı örneklerde anlamlı farklılık elde etmişlerdir. Mevcut çalışmada, DLP yöntemiyle üretilen derin ve sık damaklı örneklerin, bölgesel olarak alveolar kret bölgeleri arasında anlamlı farklılıkların gözlemlenmesi önceki çalışma sonuçlarıyla tutarlıdır (Akaltan ve ark., 2020; Atiyah & Hamad, 2014; Laughlin ve ark., 2001; Sykora & Sutow, 1993); ancak bu çalışmalar, kullanılan materyaller ve veri toplama yöntemleri açısından mevcut çalışmadan farklılık göstermektedir ve sonuçların buna göre yorumlanması gerekmektedir.

Bu çalışmada tüm yüzey bulguları damak derinlikleri ve üretim yöntemleri özelinde karşılaştırıldığında anlamlı farklılık elde edilmemiştir ($p>0.05$). Bu grupların tüm yüzey sapma değerleri ortalamaları bulguları değerlendirildiğinde; en yüksek ortalama sapma (0.1811 mm) orta damak derinliğine sahip LCD yöntemiyle üretilen kaidelerde elde edilirken en düşük ortalama sapma (0.1569 mm) ise derin damak derinliğine sahip DLP yöntemiyle üretilen kaidelerde elde edilmiştir. Benzer karşılaştırma kaidelerin spesifik bölgeleri üzerinde de gerçekleştirilmiştir ve sadece DLP grubunda damak kubbesi bölgesinde, damak derinliğine göre sapma ölçümleri arasında derin damak derinliğine sahip kaidelerde ölçülen sapma ölçümlerinin sık damak derinliğine sahip kaidelerden yüksek olması sebebiyle istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0.05$). Tüm yüzey ölçümlerinde anlamlı farklılık elde edilmezken bölgeler düzeyinde anlamlı farklılık elde edilmesinin sebebi, karşılaştırma işlemi sırasında best-fit algoritmasının çalışma prensibi olabilir. Bu algoritma, belirli bölgeleri seçerek yapılan ve o bölgeye odaklanarak sapma işlemi yapan bir komut olduğu için bunu tüm

yüzey bölgesinde tanımladığımızda tüm bölgeleri odak noktası haline getirerek daha yüksek bir sapma değeri ortaya koyabilmektedir.

Bütün damak derinlikleri ve üretim yöntemleri karşılaştırmalarında kenar sınırları sapma ölçümleri kaide ve model arasında boşluk oluşturacak şekilde ve diğer bölgelerin sapma ölçümlerinden yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Modeller sınıf I tip A seçilmiş olsa da bukkal ve labialde bulunan kenar sınırları bölgesinde kretler üzerinde ve kret sulkus birleşme noktalarında düzensiz alanlar bulunabilmektedir ve bu alanlar tarama cihazlarının ve üretim yöntemlerinin, kenar sınırlarının belirlenmesinde zayıf kalmasına ve birtakım sapmalara sebebiyet vermesine neden olabilir. Bu çalışmanın in-vitro tasarlanması sebebiyle ortaya çıkan bu sapmalar mukoza reziliensi, tükürük, adezyon ve kohezyon kuvvetleri gibi faktörlerle beraber ağız içinde değerlendirilemediği için klinik yorum yapmak zordur.

Damak kubbesi bölgelerindeki en yüksek ortalama sapma değerleri incelendiğinde, en yüksek ortalama pozitif sapma ise KBM yöntemiyle üretilen sıg damak derinliğine sahip kaideler (0.0827 mm) üzerinde elde edilmiştir. Bu bölgelerde sapmaların yüksek olmasının temel nedenlerinden biri, basınçlı mufla yöntemiyle üretimde akrilik polimerizasyonu sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesidir. En yüksek ortalama negatif sapma ise derin damak derinliğine sahip LCD üretim yöntemiyle üretilen kaideler (0.0814 mm) üzerinde elde edilmiştir. Bu duruma damak bölgesinin taranması sırasında cihazın bölgenin geometrisini doğru bir şekilde algılayamaması neden olabilir. Tarama cihazı, özellikle bu bölgede belirli noktaları iyi tarasa da tam orta noktalarda ekseni kaçırabilmektedir ve yüksek sapmalara yol açabilmektedir.

Üretim yöntemleri incelendiğinde DLP üretim yöntemi literatürde bazı çalışmalarda, yüzey adaptasyonu ve doğruluk açısından farklı üretim teknikleri ile

karşılaştırılmıştır (Charoenphol & Peampring, 2023; Hsu ve ark., 2020; Hwang ve ark., 2019; Tasaka ve ark., 2019; Tosun ve ark., 2023; You ve ark., 2021). 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 (Charoenphol & Peampring, 2023; Hsu ve ark., 2020; You ve ark., 2021), bazı çalışmalarda ise DLP üretim yönteminin, kazıma, KBM ve LCD üretim yöntemlerine göre daha iyi yüzey adaptasyonu ve doğruluk gösterdiği bildirilmiştir (Hwang ve ark., 2019; Tasaka ve ark., 2019; Tosun ve ark., 2023). Bu çalışmada ortalama sapma değerleri incelendiğinde DLP yöntemi damak kubbesi başta olmak üzere farklı derinliklerde tüm bölgelerde en düşük ortalama sapma değerlerini göstermiştir ancak istatistiksel olarak sadece sıg damak derinliğine sahip modellerin damak kubbesi bölgesinde daha düşük ortalama sapma değeri ile anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0.05$).

Tosun ve ark. (2023) yaptıkları çalışmada standart alçı model üzerinde DLP, LCD, KBM ve enjeksiyonlu mufla yöntemleri ile kaide üretimi yaparak dijital yüzey karşılaştırması yöntemiyle kaide yüzey adaptasyonu değerlendirmişlerdir. Tüm yüzey sapma değerleri bakımından DLP ile KBM ve LCD arasında anlamlı farklılık tespit etmişlerdir. Damak kubbesi bölgesinde KBM yöntemiyle üretilen kaidelerde, alveol kret ve kenar sınırları bölgelerinde ise LCD yöntemiyle üretilen kaidelerde daha yüksek sapma değerleri bulmuşlardır. Bu çalışmada ise tüm yüzey sapma değerleri karşılaştırmasında DLP, LCD ve KBM yöntemleri arasında anlamlı farklılık elde edilmemiştir ($p>0.05$). Bölgeler düzeyinde ise yöntemler arasında anlamlı farklılık elde edilmemesine ($p>0.05$) rağmen DLP yönteminde sapma ortalamaları LCD yönteminden daha düşük bulunmuştur. Bu durumun nedeni reçine markası ile DLP tipi yazıcının aynı

marka olması ve kapalı sistem içinde daha iyi doğruluk ve daha düşük sapma değerleri göstermesi olabilir. Her ne kadar reçine firmaları ortak kullanıma olanak sağlayan reçineleri için farklı tip ve marka yazıcılarda her cihaza özel baskı ve üretim ayarları önerse de yazıcı ve reçine markasının uyumlu olmasının daha doğru sonuçlar vereceğini düşünmekteyiz. Ayrıca reçine firmalarının önerdikleri ayarları güncelleme ve geliştirmeleri de bu konuda sonuçların doğruluğunun artmasına katkı sağlayabilir.

Mevcut çalışmanın bazı limitasyonları mevcuttur:

- Protez kaidesinin doku yüzeyi adaptasyonunun yalnızca alçı model üzerinde 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 incelenememiştir.
- Damak derinliğindeki değişimin etkisinin incelenebilmesi amacıyla sadece damak kubbesi bölümünde değişiklikler yapıp modellerin alveolar kret ve kenar bölgeleri kısımları standart tutulmuştur bu sebeple diğer bölgelerdeki değişimlerin etkisi incelenememiştir.
- Ayrıca, DLP tekniği kullanılarak yapılan protez kaidelerinin deformitesini etkileyebilecek yapı platformunun konumu, destek yapısının konumu ve yapı açısının derecesi gibi koşulların etkisine bağlı oluşabilecek farklılıklar dikkate alınmamıştır.
- Masaüstü dijital tarayıcı kaynaklı ve üretim sonrası kaide yüzey taramalarında meydana gelebilecek olası tarama hataları dikkate alınmamıştır.

Farklı bölgelerdeki anatomik değişikliklerin üretimler üzerine etkisini inceleyen daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. 3 boyutlu üretim yöntemlerinde farklı reçine ve yazıcı markalarının etkinliğini değerlendiren çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- DLP yöntemiyle tam protez kaide üretiminde sığ damak derinliğine sahip modellerde yüzey adaptasyonu LCD ve KBM yöntemine göre daha başarılı bulunmuştur.
- Tüm gruplarda en düşük ortalama sapma değerleri damak kubbesi bölgesinde en yüksek ortalama sapma değerleri ise kaidenin kenar sınırları bölgesinde tespit edilmiştir.
- DLP ve LCD üretim yöntemlerini CAD-CAM ve SLA yöntemleriyle birlikte araştırıldığı daha kapsamlı çalışmalara ve bu üretim yöntemlerinin in-vivo koşullarda incelendiği çalışmalara ihtiyaç vardır
- Farklı damak derinliklerinde, farklı üretim yöntemleri güvenle kullanılabilir.
- Kaidelerin ve alçı modellerin andırkat bölgesinin dijital ortama aktarılması esnasında veri kaybının yaşanabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

KAYNAKLAR

- Aguirre, B. C., Chen, J.-H., Kontogiorgos, E. D., Murchison, D. F., & Nagy, W. W. (2020). Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(4), 641-646.
- Akaltan, F., Batak, B., Oguz, E. I., & Orhan, K. (2020). Comparative analysis of denture base adaptation performance between pour and other conventional fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(1), 183. e181-183. e185.
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*, 60(2), 72-84.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Arora, A., Juneja, S., & Gupta, N. (2016). Effect Of Palatal Vault Depth On Flexural Strength Of Three Different High Impact Denture Base Resins-An In Vitro Study. *Indian Journal of Dental Sciences*, 8(1).
- Artopoulos, A., Juszczak, A. S., Rodriguez, J. M., Clark, R. K., & Radford, D. R. (2013). Three-dimensional processing deformation of three denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(6), 481-487.
- Asif, M., Ramezani, M., Sun, X., Wang, L., Xu, X., Giffney, T., Travas-Sejdić, J., & Aw, K. (2017). A New 3D Printing Technique Using Extrusion of Photopolymer. Conference Paper.
- ASTM, I. A. (2012). Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies. ASTM International West Conshohocken. PA, USA
- Atiyah, S. M., & Hamad, T. I. (2014). Effect of different palatal vault shapes and woven glass fiber reinforcement on dimensional stability of high impact acrylic denture base [Part I]. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 26(4), 90-94.

- Azari, A., & Nikzad, S. (2009). The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal*, 15(3), 216-225.
- Baba, N. Z. (2016). Materials and processes for CAD/CAM complete denture fabrication. *Current Oral Health Reports*, 3, 203-208.
- Baba, N. Z., Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Müller, F., & Wagner, S. (2021). CAD/CAM complete denture systems and physical properties: A review of the literature. *Journal of Prosthodontics*, 30(S2), 113-124.
- Baemmert, R. J., Lang, B. R., Barco Jr, M. T., & Billy, E. J. (1990). The Effects of Denture Teeth on the Dimensional Accuracy of Acrylic Resin Denture Bases. *International Journal of Prosthodontics*, 3(6).
- Bagheri, A., & Jin, J. (2019). Photopolymerization in 3D printing. *ACS Applied Polymer Materials*, 1(4), 593-611.
- Balli, J., Kumpaty, S., & Anewenter, V. (2017). Continuous liquid interface production of 3D objects: An unconventional technology and its challenges and opportunities. ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition.
- Banerjee, R., Banerjee, S., Prabhudesai, P., & Bhide, S. (2010). Influence of the processing technique on the flexural fatigue strength of denture base resins: An: in vitro: investigation. *Indian Journal of Dental Research*, 21(3), 391-395.
- Basker, R. M., Davenport, J. C., & Thomason, J. M. (2011). *Prosthetic treatment of the edentulous patient*. John Wiley & Sons.
- Batisse, C., & Nicolas, E. (2021). Comparison of CAD/CAM and conventional denture base resins: A systematic review. *Applied Sciences*, 11(13), 5990.

- Baumann, F., Bugdayci, H., Grunert, J., Keller, F., & Roller, D. (2016). Influence of slicing tools on quality of 3D printed parts. *Computer-Aided Design and Applications*, 13(1), 14-31.
- Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(6), 361-366.
- Bilgin, M. S., Baytaroglu, E. N., Erdem, A., & Dilber, E. (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European journal of dentistry*, 10(02), 286-291.
- Capture3D. (2024). <https://www.capture3d.com/knowledge-center/blog/getting-started-with-the-gom-software-user-interface>. Retrieved 13.06 from
- Caussin, E., Moussally, C., Le Goff, S., Fasham, T., Troizier-Cheyne, M., Tapie, L., Dursun, E., Attal, J.-P., & François, P. (2024). Vat Photopolymerization 3D Printing in Dentistry: A Comprehensive Review of Actual Popular Technologies. *Materials*, 17(4), 950.
- Chang, D. G., Li, S., & An, C. F. (2012). The influence analysis of globular indexing cam mechanism size parameters on transmission performance. *Advanced Materials Research*, 426, 163-167.
- Charoenphol, K., & Peampring, C. (2023). Fit accuracy of complete denture base fabricated by CAD/CAM milling and 3D-printing methods. *European journal of dentistry*, 17(03), 889-894.
- Chen, H., Wang, H., Lv, P., Wang, Y., & Sun, Y. (2015). Quantitative evaluation of tissue surface adaption of CAD-designed and 3D printed wax pattern of maxillary complete denture. *BioMed research international*, 2015.

- Cheng, Y. Y., Cheung, W. L., & Chow, T. W. (2010). Strain analysis of maxillary complete denture with three-dimensional finite element method. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(5), 309-318.
- Cho, Y., Lee, I., & Cho, D.-W. (2005). Laser scanning path generation considering photopolymer solidification in micro-stereolithography. *Microsystem technologies*, 11(2), 158-167.
- Choi, J.-W., Kim, H.-C., & Wicker, R. (2011). Multi-material stereolithography. *Journal of Materials Processing Technology*, 211(3), 318-328.
- Çalikkocaoğlu, S. (2010). *Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler*. Quintessence.
- Dalal, N., Ammoun, R., Abdulmajeed, A. A., Deeb, G. R., & Bencharit, S. (2020). Intaglio surface dimension and guide tube deviations of implant surgical guides influenced by printing layer thickness and angulation setting. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 161-165.
- Dalkiz, M., Arslan, D., Tuncdemir, R. A., Bilgin, S. M., & Aykul, H. (2012). Effect of different palatal vault shapes on the dimensional stability of glass fiber-reinforced heat-polymerized acrylic resin denture base material. *European journal of dentistry*, 6(01), 070-078.
- DeSanto, L., & Biscardi, C. (1997). Polyplanar optical display electronics. Cockpit Displays IV: Flat Panel Displays for Defense Applications.
- Dizon, J. R. C., Gache, C. C. L., Cascolan, H. M. S., Cancino, L. T., & Advincula, R. C. (2021). Post-processing of 3D-printed polymers. *Technologies*, 9(3), 61.
- Johnson DL. (1987). The plastic postpalatal denture seal. *Quintessence Int*, 18, 457-462.
- Donmez, M. B., Mathey, A., Gäumann, F., Mathey, A., Yilmaz, B., & Abou-Ayash, S. (2023). Effect of intraoral scanner and fixed partial denture situation on the scan

- accuracy of multiple implants: An in vitro study. *Clinical implant dentistry and related research*, 25(3), 502-510.
- Dorland, W. A. N. (1925). *Dorland's illustrated medical dictionary*. WB Saunders.
- Drago, C. J. (2003). A retrospective comparison of two definitive impression techniques and their associated postinsertion adjustments in complete denture prosthodontics. *Journal of Prosthodontics*, 12(3), 192-197.
- Emera, R. M. K., & Abdallah, R. M. (2021). Denture base adaptation, retention, and mechanical properties of BioHPP versus nano-alumina-modified polyamide resins. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 15(4), 239.
- Facfox. (2024). <https://facfox.com/docs/kb/vat-polymerization-what-are-sla-dlp-and-lcd>. Retrieved 13.06 from
- Fahad, M., Dickens, P., & Gilbert, M. (2013). Novel polymeric support materials for jetting based additive manufacturing processes. *Rapid Prototyping Journal*, 19(4), 230-239.
- Ferro, K. J., Morgano, S. M., Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., McGarry, T. J., & Twain, M. (2017). The glossary of prosthodontic terms.
- Gad, M. M., Fouda, S. M., ArRejaie, A. S., & Al-Thobity, A. M. (2019). Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 458-465.
- Gill, D. (2002). Laser Engineered Net Shaping. Manufacturing Technologies. contract DE-AC04-94AL85000, Sandia Corporation.
- Gom, I. (2024). <https://www.gom.com/en/products/metrology-software/workflow>. Retrieved 13.06 from

- Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Baba, N. Z., & Kattadiyil, M. T. (2016). Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 249-256.
- Groth, C., Kravitz, N. D., Jones, P. E., Graham, J. W., & Redmond, W. R. (2014). Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod*, 48(8), 475-485.
- Hardiman, K. (2019). Post-processing considerations for biomedical 3D printing of polymers. *Polymer-Based Additive Manufacturing: Biomedical Applications*, 219-241.
- Hobrink, J., Zarb, G. A., Bolender, C. L., Eckert, S., Jacob, R., Fenton, A., & Mericske-Stern, R. (2003). *Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses*. Elsevier Health Sciences.
- Hsu, C.-Y., Yang, T.-C., Wang, T.-M., & Lin, L.-D. (2020). Effects of fabrication techniques on denture base adaptation: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), 740-747.
- Hwang, H.-J., Lee, S. J., Park, E.-J., & Yoon, H.-I. (2019). Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 110-117.
- Inaya Pereyra, N. M., Marano, J., Subramanian, G., Quek, S., & Leff, D. (2015). Comparison of patient satisfaction in the fabrication of conventional dentures vs. DENTCA (CAD/CAM) dentures: A case report. *Journal of the New Jersey Dental Association*, 86(2), 26-33.
- Inokoshi, M., Kanazawa, M., & Minakuchi, S. (2012). Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dental materials journal*, 31(1), 40-46.

- International, A. (2012). ASTM Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies. ASTM International West Conshohocken, PA, USA In.
- Ishii, M., Kawamura, T., Yamate, H., & M., T. (2005). *Liquid crystal display* (Vol. US6934000B1).
- Jin, M.-C., Yoon, H.-I., Yeo, I.-S., Kim, S.-H., & Han, J.-S. (2020). The effect of build angle on the tissue surface adaptation of maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 473-482.
- Jockusch, J., & Özcan, M. (2020). Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental materials journal*, 39(3), 345-354.
- Johnson, D. L., Holt, R. A., & Duncanson Jr, M. G. (1986). Contours of the edentulous palate. *The Journal of the American Dental Association*, 113(1), 35-40.
- Kalaycı, B. B., & Bayındır, F. (2015). Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 129-136.
- Kalberer, N., Mehl, A., Schimmel, M., Müller, F., & Srinivasan, M. (2019). CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 637-643.
- Kawaguchi, T., Lassila, L. V., Baba, H., Tashiro, S., Hamanaka, I., Takahashi, Y., & Vallittu, P. K. (2020). Effect of cellulose nanofiber content on flexural properties of a model, thermoplastic, injection-molded, polymethyl methacrylate denture base material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 102, 103513.

- Kawara, M., Komiyama, O., Kimoto, S., Kobayashi, N., Kobayashi, K., & Nemoto, K. (1998). Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. *Journal of dental research*, 77(6), 1446-1453.
- Kim, D., Shim, J.-S., Lee, D., Shin, S.-H., Nam, N.-E., Park, K.-H., Shim, J.-S., & Kim, J.-E. (2020). Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers*, 12(11), 2762.
- Ko, D.-H., Gyak, K.-W., & Kim, D.-P. (2017). Emerging microreaction systems based on 3D printing techniques and separation technologies. *Journal of Flow Chemistry*, 7(3-4), 72-81.
- Kruth, J.-P., Levy, G., Klocke, F., & Childs, T. (2007). Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP annals*, 56(2), 730-759.
- Kruth, J. P., Mercelis, P., Van Vaerenbergh, J., Froyen, L., & Rombouts, M. (2005). Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*, 11(1), 26-36.
- Hornback, L. (2009). *Digital Micromirror Device*.
- Laughlin, G. A., Eick, J. D., Glaros, A. G., Young, L., & Moore, D. J. (2001). A comparison of palatal adaptation in acrylic resin denture bases using conventional and anchored polymerization techniques. *Journal of Prosthodontics*, 10(4), 204-211.
- Lee, C.-J., Bok, S.-B., Bae, J.-Y., & Lee, H.-H. (2010). Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. *Dental materials journal*, 29(4), 411-417.
- Li, L., Newton, P. T., Boudierlique, T., Sejnohova, M., Zikmund, T., Kozhemyakina, E., Xie, M., Krivanek, J., Kaiser, J., & Qian, H. (2017). Superficial cells are self-

- renewing chondrocyte progenitors, which form the articular cartilage in juvenile mice. *The FASEB Journal*, 31(3), 1067.
- Li, P., Fernandez, P. K., Spintzyk, S., Schmidt, F., Yassine, J., Beuer, F., & Unkovskiy, A. (2023). Effects of layer thickness and build angle on the microbial adhesion of denture base polymers manufactured by digital light processing. *Journal of prosthodontic research*, 67(4), 562-567.
- Li, P., Lambart, A.-L., Stawarczyk, B., Reymus, M., & Spintzyk, S. (2021). Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. *Journal of Dentistry*, 115, 103856.
- Lo Giudice, A., Ronsivalle, V., Rustico, L., Aboulazm, K., Isola, G., & Palazzo, G. (2022). Evaluation of the accuracy of orthodontic models prototyped with entry-level LCD-based 3D printers: a study using surface-based superimposition and deviation analysis. *Clinical oral investigations*, 26(1), 303-312.
- McCabe, J., & Walls, A. (2013). *Applied Dental Materials* Oxford.
- Mertz, L. (2013). Dream it, design it, print it in 3-D: what can 3-D printing do for you? *IEEE pulse*, 4(6), 15-21.
- Mostafaei, A., Elliott, A. M., Barnes, J. E., Li, F., Tan, W., Cramer, C. L., Nandwana, P., & Chmielus, M. (2021). Binder jet 3D printing—Process parameters, materials, properties, modeling, and challenges. *Progress in Materials Science*, 119, 100707.
- Nagy, Z., Simon, B., Mennito, A., Evans, Z., Renne, W., & Vág, J. (2020). Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method. *BMC Oral Health*, 20, 1-10.

- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172-196.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.
- Oliveira, G. (2019). Accuracy And Precision Of 3-Dimensional Printed Dental Models Produced By Different Additive Manufacturing Technologies.
- Ollison, T., & Berisso, K. (2010). Three-dimensional printing build variables that impact cylindricity. *Journal of Industrial Technology*, 26(1).
- Oztan, C., & Coverstone, V. (2021). Utilization of additive manufacturing in hybrid rocket technology: A review. *Acta Astronautica*, 180, 130-140.
- Özdoğan, A., & Bayındır, F. (2019). CAD/CAM Sistemlerinde Materyal Seçimi ve Kullanım Alanları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(2), 357-361.
- Paral, S. K., Lin, D.-Z., Cheng, Y.-L., Lin, S.-C., & Jeng, J.-Y. (2023). A review of critical issues in high-speed vat photopolymerization. *Polymers*, 15(12), 2716.
- Park, J.-M., Ahn, J.-S., Cha, H.-S., & Lee, J.-H. (2018). Wear resistance of 3D printing resin material opposing zirconia and metal antagonists. *Materials*, 11(6), 1043.
- Parvizi, A., Lindquist, T., Schneider, R., Williamson, D., Boyer, D., & Dawson, D. V. (2004). Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 13(2), 83-89.
- Piedra-Cascón, W., Krishnamurthy, V. R., Att, W., & Revilla-León, M. (2021). 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing

- procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *Journal of Dentistry*, 109, 103630.
- PowerResins. (2024). https://support.powerresins.com/tr_TR/denture-re%C3%A7inesi/denture-re%C3%A7inesi-kullan%C4%B1m-talimatlar%C4%B1-ifu. Retrieved 23 Nisan from
- Powers, J. M., Wataha, J. C., Chen, Y.-W., & Craig, R. G. (2017). *Dental Materials: Foundations and Applications* (11th Edition ed.). Elsevier Inc.
- Priest, G. (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9), 22-32.
- Quan, H., Zhang, T., Xu, H., Luo, S., Nie, J., & Zhu, X. (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive materials*, 5(1), 110-115.
- Rahman, M. M. (2002). *Statistical analysis of the digital micromirror devices hinge sag phenomenon* Texas Tech University.
- Rahn, A. O., Ivanhoe, J. R., & Plummer, K. D. (2009). *Textbook of complete dentures*. PMPH-USA.
- Ramya, A., & Vanapalli, S. L. (2016). 3D printing technologies in various applications. *International Journal of Mechanical Engineering and Technology*, 7(3), 396-409.
- Reddy, B. M. M., Himabindu, M., Padmaja, B. I., Sunil, M., & Reddy, N. R. (2013). Palatal vault depth influence on the flexural strength of two heat cure acrylic denture base resins: an in vitro study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 14(6), 1131.
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146-158.

- Rogers, C. I., Qaderi, K., Woolley, A. T., & Nordin, G. P. (2015). 3D printed microfluidic devices with integrated valves. *Biomicrofluidics*, 9(1).
- Sakaguchi R, Ferracane J, & Powers, J. (2019). *Craig's Restorative Dental Materials* (14th Edition ed.). Elsevier.
- Salamon, D. (2014). *Advanced Ceramics for Dentistry: Chapter 6. Advanced Ceramics* (Kindle ed.). Butterworth-Heinemann.
- Santos, E. C., Shiomi, M., Osakada, K., & Laoui, T. (2006). Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 46(12-13), 1459-1468.
- Saraf, V. R., Shetty, V., GN, A., & Rairam, S. G. (2013). Comparison of mechanical strength of palatal denture bases made from three commercially available high impact acrylic resin denture base materials in different palatal vault configurations—an invitro study. *Journal of Oral Health & Research*, 4(1).
- Schmidleithner, C., & Kalaskar, D. (2018). *3D Printing*. InTech; Vijana, Avusturalya.
- Schweiger, J., Edelhoff, D., & Güth, J.-F. (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 2010.
- Schweiger, J., Stumbaum, J., Edelhoff, D., & Güth, J.-F. (2018). Systematics and concepts for the digital production of complete dentures: risks and opportunities. *International journal of computerized dentistry*, 21(1).
- Sekar V, Sendhilnathan D, Lakshmi S, Abraham A, & H., A. (2015). A comparative evaluation of palatal adaptation in denture bases processed with compression molding and injection molding in two different palatal configuration-an in vitro study. *Int J Sci Res* 5, 1-7.

- Shellabear, M., & Nyrhilä, O. (2004). DMLS-Development history and state of the art. *Laser assisted netshape engineering 4, proceedings of the 4th LANE*, 21-24.
- Singh, V. (2013). Rapid prototyping, materials for RP and applications of RP. *Int J Eng Res Sci*, 4(7), 473-480.
- Slack-Smith, L., Hearn, L., Wilson, D., & Wright, F. (2015). Geriatric dentistry, teaching and future directions. *Australian dental journal*, 60, 125-130.
- Sowmya, S., Dhakshaini, M., Gujjari, A. K., Ravi, M., & Swamy, K. R. (2013). Palatal vault depth influence on the flexural strength of two heat cure acrylic denture base resins-an in vitro comparative study. *World Applied Sciences Journal*, 21(9), 1290-1294.
- Steinmassl, O., Dumfahrt, H., Grunert, I., & Steinmassl, P.-A. (2018). CAD/CAM produces dentures with improved fit. *Clinical oral investigations*, 22, 2829-2835.
- Sun, C., Fang, N., Wu, D., & Zhang, X. (2005). Projection micro-stereolithography using digital micro-mirror dynamic mask. *Sensors and Actuators A: Physical*, 121(1), 113-120.
- Sun, S., Zhao, Y., Jiao, Y., Yin, Y., Cai, L., Zhang, Y., Lu, H., Chen, R., & Bu, D. (2006). Faster and more accurate global protein function assignment from protein interaction networks using the MFGO algorithm. *FEBS letters*, 580(7), 1891-1896.
- Sürmen, H. K. (2019). Eklemeli İmalat (3B Baskı): Teknolojiler ve Uygulamalar. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, 24(2), 373-392.
- Sykora, O., & Sutow, E. (1993). Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(1), 19-31.

- Şahin, K., & Turan, B. O. (2018). Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojilerinin Karşılaştırmalı Analizi. *Stratejik ve Sosyal Araştırmalar Dergisi*, 2(2), 97-116.
- Tasaka, A., Matsunaga, S., Odaka, K., Ishizaki, K., Ueda, T., Abe, S., Yoshinari, M., Yamashita, S., & Sakurai, K. (2019). Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing. *Journal of prosthodontic research*, 63(1), 85-89.
- Technologies, A. (2009). Standard Terminology for Additive Manufacturing General Principles and Terminology. ISO/ASTM52900-15. .
- Tosun, O. N., Bilmenoglu, C., & Özdemir, A. K. (2023). Comparison of denture base adaptation between additive and conventional fabrication techniques. *Journal of Prosthodontics*, 32(3), e64-e70.
- Tsolakis, I. A., Gizani, S., Panayi, N., Antonopoulos, G., & Tsolakis, A. I. (2022). Three-dimensional printing technology in orthodontics for dental models: A systematic review. *Children*, 9(8), 1106.
- Tumbleston, J. R., Shirvanyants, D., Ermoshkin, N., Januszewicz, R., Johnson, A. R., Kelly, D., Chen, K., Pinschmidt, R., Rolland, J. P., & Ermoshkin, A. (2015). Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science*, 347(6228), 1349-1352.
- Turkyilmaz, I., Lakhia, S., Tarrida, L., & Varvara, G. (2020). Guest commentary: the battle of file formats from intraoral optical scanners. *The International journal of prosthodontics*, 33(4), 369-371.
- Turkyilmaz, I., & Wilkins, G. N. (2021). 3D printing in dentistry—exploring the new horizons. *Journal of Dental Sciences*, 16(3), 1037.

- Ucar, Y., Akova, T., & Aysan, I. (2012). Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(3), 173-176.
- Unkovskiy, A., Schmidt, F., Beuer, F., Li, P., Spintzyk, S., & Kraemer Fernandez, P. (2021). Stereolithography vs. direct light processing for rapid manufacturing of complete denture bases: An in vitro accuracy analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 10(5), 1070.
- Ursan, I. D., Chiu, L., & Pierce, A. (2013). Three-dimensional drug printing: a structured review. *Journal of the American Pharmacists Association*, 53(2), 136-144.
- Uysal, B., & Ulusinan, E. (2020). Güncel Dijital Sağlık Uygulamalarının İncelenmesi *Selçuk Sağlık Dergisi*, 1(1), 46-60.
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 28(1), 3-12.
- Wagner, S. A., & Kreyer, R. (2021). Digitally fabricated removable complete denture clinical workflows using additive manufacturing techniques. *Journal of Prosthodontics*, 30(S2), 133-138.
- Waheed, S., Cabot, J. M., Macdonald, N. P., Lewis, T., Guijt, R. M., Paull, B., & Breadmore, M. C. (2016). 3D printed microfluidic devices: enablers and barriers. *Lab on a Chip*, 16(11), 1993-2013.
- Wang, C., Shi, Y.-F., Xie, P.-J., & Wu, J.-H. (2021). Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(2), 249-256.
- Wang, J., Goyanes, A., Gaisford, S., & Basit, A. W. (2016). Stereolithographic (SLA) 3D printing of oral modified-release dosage forms. *International journal of pharmaceutics*, 503(1-2), 207-212.

- Wemken, G., Spies, B. C., Pieralli, S., Adali, U., Beuer, F., & Wesemann, C. (2020). Do hydrothermal aging and microwave sterilization affect the trueness of milled, additive manufactured and injection molded denture bases? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111, 103975.
- Wong, K. V., & Hernandez, A. (2012). A review of additive manufacturing. *International scholarly research notices*, 2012.
- Wu, L., Zhao, L., Jian, M., Mao, Y., Yu, M., & Guo, X. (2018). EHMP-DLP: Multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing. *Rapid Prototyping Journal*, 24(9), 1500-1510.
- Yap, Y. L., Wang, C., Sing, S. L., Dikshit, V., Yeong, W. Y., & Wei, J. (2017). Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks. *Precision engineering*, 50, 275-285.
- Yavuz, E., & Yılmaz, S. (2021). Dış Hekimliğinde Yeni ve Hızla İlerleyen Üretim Teknolojisi: 3 Boyutlu Yazıcılar. *Akdeniz Tıp Dergisi*, 7(2), 197-205.
- Yoon, H.-I., Hwang, H.-J., Ohkubo, C., Han, J.-S., & Park, E.-J. (2018). Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(6), 919-926.
- Yoon, S.-N., Oh, K. C., Lee, S. J., Han, J.-S., & Yoon, H.-I. (2020). Tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing: A clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), 682-689.
- You, S.-G., You, S.-M., Kang, S.-Y., Bae, S.-Y., & Kim, J.-H. (2021). Evaluation of the adaptation of complete denture metal bases fabricated with dental CAD-CAM systems: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(3), 479-485.

- Zarb, G. A., Hobkirk, J., Eckert, S., & Jacob, R. (2012). *Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses*. Elsevier Health Sciences.
- Zeiss. (2024). qualitylibrary.zeiss.com/operatingmanuals/.
- Zguris, Z. (2016). How mechanical properties of stereolithography 3D prints are affected by UV curing. *Formlabs White Paper*, 1-11.
- Zhang, Z.-c., Li, P.-l., Chu, F.-t., & Shen, G. (2019). Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 80(4).

EKLER

Ek-1. Etik Bildirim ve İntihal Beyan Formu

	SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ Graduate School of Health Sciences	
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU¹		
Öğrencinin Adı ve Soyadı	Nihan Kaya	
Öğrencinin Numarası		
Ana Bilim Dalı	Protetik Diş Tedavisi	
Öğrencinin Kayıtlı Olduğu Program Türü	Doktora	
Yukarıda bilgileri verilen tezin intihal tespit yazılımıyla (Turnitin) yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdaki gibidir. Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi hâlde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.		
Bölümler	Benzerlik Oranı	Maksimum Benzerlik Oranları
I. Giriş	% 0	% 15
II. Genel Bilgiler	% 7	% 35
III. Materyal ve Metod	% 6	% 35
IV. Bulgular	% 12	% 15
V. Tartışma	% 4	% 20
Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.		

Ek-2. Etik Kurul Onay Formu



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 24

23.03.2023

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

22.03.2023 tarih ve 43 sayılı yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyesi
yöneticiliğinde doktora öğrencilerinden

birlikte yürüttükleri “*3 Boyutlu Yazıcı Sistemleriyle Üretilen Maksiller Tam
Protez Kaidelerinin Doku Yüzeyi Adaptasyonuna Farklı Damak Derinliklerinin Etkisinin
İncelenmesi- (Investigation of the Effect of Different Palatal Vault Depthson Tissue
Surface Adaptation of 3D Printed Maxillary Denture Bases)*” başlıklı çalışmaya ait etik
kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte
sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 23/03/2023
Oturum Sayısı: 04/ 2023

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	
Araştırmanın Açık Adı	<i>3 Boyutlu Yazıcı Sistemleriyle Üretilen Maksiller Tam Protez Kaidelerinin Doku Yüzeyi Adaptasyonuna Farklı Damak Derinliklerinin Etkisinin İncelenmesi- (Investigation of the Effect of Different Palatal Vault Depthson Tissue Surface Adaptation of 3D Printed Maxillary Denture Bases)</i>
Karar No	24.
Alınan Karar	yöneticiliğinde doktora öğrencilerinden birlikte yürüttükleri “3 Boyutlu Yazıcı Sistemleriyle Üretilen Maksiller Tam Protez Kaidelerinin Doku Yüzeyi Adaptasyonuna Farklı Damak Derinliklerinin Etkisinin İncelenmesi- (Investigation of the Effect of Different Palatal Vault Depthson Tissue Surface Adaptation of 3D Printed Maxillary Denture Bases)” başlıklı çalışma güncel Helsinki Bildirgesinde geçen kurallara uygun olarak ve Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine, bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi.