



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

**DİJİTAL VE KONVANSİYONEL YÖNTEMLERLE ELDE
EDİLEN OKLÜZAL SPLİNT MATERYALLERİNİN
AŞINMASININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. CEREN AYGÜZEN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi HALENUR BİLİR PEKER

İkinci Tez Danışmanı Doç. Dr. H. BARIŞ KARA

İSTANBUL - 2021

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi
Tez Sahibi : Ceren AYGÜZEN
Tez Başlığı : Dijital ve Konvansiyonel Yöntemlerle Elde Edilen Okluzal
Splintlerin Aşınmalarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Güney Yerleşkesi
Sınav Tarihi : 16.03.2021

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

<u>Danışman</u>	<u>Kurumu</u>	<u>İmza</u>
Dr.Öğr.Üyesi Halenur B.PEKER	İstanbul Medeniyet Üniversitesi	

Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Hanefi KURT	İstanbul Medipol Üniversitesi
Prof.Dr. Barış Çağrı DELİLBAŞI	İstanbul Medipol Üniversitesi
Doç.Dr. Umut ÇAKAN	İstanbul Medipol Üniversitesi
Doç.Dr. Emir YÜZBAŞIOĞLU	Bahçeşehir Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür Vekili

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

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

Dt. Ceren Aygüzen



ÖNSÖZ

Doktora sürecimde ve tez aşamasında her zaman desteğini hissettiğim, bilgi ve tecrübesini içtenlikle paylaşan, çalışma disipliniyle bana yol gösteren çok sevdiğim değerli tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Halenur Bilir Peker' e,

Mesleki ve akademik bakış açımı oluşturmamı sağlayan, üzerimde çok emeği olan değerli hocam Doç. Dr. Emir Yüzbaşıoğlu'na,

Lisans eğitiminden bu yana akademik ve mesleki desteğini esirgemeyen çok kıymetli ikinci tez danışmanım Doç. Dr. Barış Kara'ya,

Başta bölüm başkanımız Prof. Dr. Muzaffer Ateş olmak üzere lisans ve doktora eğitimimde katkısı olan protetik diş tedavisi öğretim üyeleri Prof. Dr. Hanefi Kurt, Doç. Dr. Umut Çakan, Dr. Öğr. Üyesi Gülsüm Ceylan, Dr. Öğr. Üyesi İpek İşcan, Dr. Öğr. Üyesi Yeşim Ölçer Us, Dr. Öğr. Üyesi Burcu Yılmaz,'a,

Bu yolda beraber yürüdüğüm, zor zamanları çekilir kılan asistan arkadaşlarım Dt. Gülçin Yılmaz, Dt. Buğrahan Peker, Dt. Ferruh Smail, Dt. Asena Kaptanoğlu, Dt. Tuğçe Ordueri, Dt. Alaaddin Kılıçaslan, Dt. Lina Gülakar, Dt. Berkay Baş, Dt. Canan Doğdu, Dt. Enes Karaman, Dt. Burak Zora, Dt. Eda Eyyüpoğlu, Dt. Yasemin Aljomard, Dt. Derya Sağıroğlu, Dt. Volkan Soylu, Dt. Betül Arkan, Dt. Gökçe Naz Cömert'e

Tez örneklerinin tarama verilerini sabırla ve titizlikle yapan Semih Ademoğlu ve bu imkanı sağlayan Ata Diş Kliniği ekibi Selim Ata ve Sevda Horoz'a, tez materyallerini elde etmemde çok desteği olan Dt. Beyza Tandoğan, Dt. Canan Doğdu, Dt. Melike Özlem Eken, Uzm. Dt. Şükran Tüfekçioğlu, Dr. Öğr. Üyesi Emrah Dilaver'e,

Bugünlere gelmemi sağlayan, her zaman desteği ve sevgisiyle yanımda olan canım annem Şükran Aygüzen, babam Mahir Aygüzen, ablam Kübra Dönmez, ağabeyim Tolga Dönmez'e ve hayatta en büyük şansım, dostlarım Ebru Erkan, Eda Akgönül, Ayşe Egemen, Can Egemen, Sarp Akgönül,'e tarifsiz desteklerinden dolayı

Sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI	i
BEYAN	ii
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	vi
TABLolar LİSTESİ	vii
RESİMLER LİSTESİ	viii
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	6
4.1. Temporomandibular Rahatsızlıkların Tedavisi.....	6
4.1.1. Medikal tedavi.....	6
4.1.2. Fizik tedavi.....	7
4.1.3. Davranışsal tedavi	8
4.1.4. Cerrahi tedavi	8
4.1.5. Oklüzal splint tedavisi.....	9
4.1.5.1. Oklüzal splint çeşitleri.....	10
4.1.5.2. Oklüzal splint tedavi süresi	15
4.1.5.3. Oklüzal splintlerde karşılaşılan sorunlar	16
4.2. Oklüzal Splint Üretiminde Kullanılan Materyallerin Tarihsel Gelişimi....	16
4.2.1. Polimerler	17
4.2.2. Polimerizasyon	18
4.2.3. Polimerlerin Özelliklerini Etkileyen Faktörler	19
4.2.4. Rezinlerin sınıflandırılması	20
4.2.5. Polimerizasyon yöntemlerine göre akrilik rezinler	21
4.2.5.1. Isı ile polimerizasyon	21
4.2.5.2. Kimyasal polimerizasyon (Otopolimerizasyon)	22
4.2.5.3. Görülebilir ışık ile polimerizasyon.....	22
4.2.5.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon.....	23
4.3. Oklüzal Splint Üretim Yöntemleri	23
4.3.1. Konvansiyonel üretim yöntemleri.....	23
4.3.2. Dijital üretim yöntemleri.....	25

4.3.2.1.	Eksiltme (Subtractive, Milling) üretim yöntemleri.....	26
4.3.2.2.	Tabakalı (Additive, Printing) üretim yöntemleri	27
4.4.	Aşınma	35
4.4.1.	Dental triboloji	35
4.4.2.	Polimerlerin aşınma özellikleri	37
4.4.3.	Aşınmanın değerlendirilmesi	38
4.4.3.1.	Klinik çalışmalarda aşınmanın değerlendirilmesi.....	38
4.4.3.2.	Laboratuvar çalışmalarında aşınmanın değerlendirilmesi	40
5.	MATERYAL VE METOD	49
5.1.	Araştırmada Kullanılan Örneklerin Hazırlanması	51
5.2.	Araştırmada Kullanılan Antagonistlerin Hazırlanması.....	61
5.3.	Örneklerin Lazer Tarayıcı ile Taranması	62
5.4.	Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Alınması	63
5.5.	Çiğneme Simülatörü ve Aşınma Testi	64
5.6.	Örneklerin 3-B Optik Profilometre Görüntülerinin Alınması.....	67
5.7.	Aşınma Testi Ölçümleri	68
5.8.	İstatistiksel Analiz.....	73
6.	BULGULAR.....	74
6.1.	Geleneksel (G) Üretim Grubunun Aşınma Değerleri	74
6.2.	Eksiltmeli (EKS) Üretim Grubunun Aşınma Değerleri	76
6.3.	Eklemeli (EKL) Üretim Grubunun Aşınma Değerleri.....	79
6.4.	Grupların Karşılaştırılması.....	81
7.	TARTIŞMA.....	86
7.1.	Materyal ve Metodun Tartışılması	87
7.2.	Aşınma Bulgularının Tartışılması.....	91
8.	SONUÇ	98
9.	KAYNAKLAR	99
10.	ETİK KURUL ONAYI	115
11.	ÖZGEÇMİŞ	118

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

2B	: 2 Boyutlu
3B	: 3 Boyutlu
AM	: Tabakalı Üretim (Additive Manufacturing)
ASTM	: Amerikan Test ve Malzeme Derneği
Bis-GMA	: Bisfenol A-Glisidil Metakrilat
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	: Bilgisayar Destekli Üretim
CLSM veya LSCM	: Konfokal Lazer Tarama Mikroskobu
CNC	: Bilgisayar Nümerik Kontrollü
DLP	: Dijital Işık İşleme
EKL	: Eklemeli
EKS	: Eksiltmeli
FDM	: Birleştirilmiş Birikim Modelleme
G	: Geleneksel
ISO	: Uluslararası Standartlar Örgütü
LED	: Modern Işık Yayan Diyotlar
MMA	: Metilmetakrilat
NSAI	: Non-Steroid Antiinflamatuvarlar
PEEK	: Polietereterketon
PMMA	: Polimetilmetakrilat
RDA	: Göreceli Dentin Aşınması
RDC veya TMD	: Araştırma Teşhis Kriterleri
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
SiC	: Silisyum Karbür
SLA	: Stereolitografi
SLE	: Seçici Lazer Ergitme
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
STL	: Standard Triangle Language
TENS	: Transkutanöz Elektriksel Sinir Stimülasyonu
TME	: Temporomandibular Eklemi
TMR	: Temporomandibular Rahatsızlıklar
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
USPHS	: Birleşik Devletler Halk Sağlığı Servisi
UV	: Ultraviole

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4.1 Diş Hekimliğinde Yaygın Kullanılan Eklemeli Üretim Teknolojileri (76)	29
Tablo 4.2 ISO No: 14569-2 Aşınma Metodları Listesi	42
Tablo 5.1 Çalışmada Kullanılan Malzemeler ve Üretici Firmalar	50
Tablo 5.2 Çiğneme Simülatörü Parametreleri	67
Tablo 6.1 Geleneksel üretim grubunun aşınma miktarları	74
Tablo 6.2 Eksiltmeli Üretim Grubunun aşınma miktarları	77
Tablo 6.3 Eklemeli üretim grubunun aşınma miktarları	79
Tablo 6.4 Grupların normalite test verileri	82
Tablo 6.5 Grupların ortalama aşınma miktarları	83
Tablo 6.6 Tüm gruplar arası hacim türünden aşınma miktarı kıyaslaması (Kruskal Wallis test, $P < 0,05$), 2 ikili gruplar arası hacim türünden aşınma miktarı kıyaslaması (Bonferroni düzeltmesi uygulanmış Mann-Whitney u testi)	83
Tablo 6.7 Örneklerin 3B'lu, 2B'lu optik profilometre ve 100X büyütmede taramalı elektron mikroskobu görüntüleri	85

RESİMLER LİSTESİ

Resim 4.1 Oklüzal Splint Üzerindeki Laterotrüziv ve Protrüziv Temaslar.....	12
Resim 4.2 Oklüzal Splint Temas Düzeni.....	12
Resim 4.3 Beş eksenli cihazların x -, y -, z -, a - ve b eksenini (74)	27
Resim 4.4 Seçici Lazer Sinterleme (SLS) Şeması (12)	30
Resim 4.5 Stereolitografi teknolojisi üretim süreci (10)	32
Resim 4.6 Dijital Işık İşleme (a) fotopolimer haznesi (b) ışık kaynağı (c) mikroayna düzeneği, (d) dikey hareket eden üretim platformu, (e) polimerize olmayan tabakayı yenileme paneli (13).....	34
Resim 5.1 Geleneksel üretim yönteminde kullanılan Promolux malzemesi	51
Resim 5.2 Basınçla Kalıplama ile Akriik Tepimi.....	52
Resim 5.3 Eksiltmeli Üretim Örnekleri CAD Programı Görüntüsü.....	53
Resim 5.4 Eksiltmeli Üretim Cihazı.....	54
Resim 5.5 PMMA blok.....	54
Resim 5.6 PMMA blok tesviye işlemi.....	55
Resim 5.7 Eklemeli Üretim CAD Programı Görüntüsü	56
Resim 5.8 Eklemeli üretim 3B baskı cihazı ve malzemesi.....	57
Resim 5.9 Eklemeli Üretim 3B baskı cihazı örnekleri	57
Resim 5.10 Ultraviyole polimerizasyon cihazı.....	58
Resim 5.11 Eklemeli üretim UV sonrası örnekler.....	59
Resim 5.12 Tüm üretim gruplarına ait örnekler	60
Resim 5.13 (a) Geleneksel Üretim Grubu, (b) Eksiltmeli Üretim Grubu, (c) Eklemeli Üretim Grubu'na ait örneklerin çigneme simülatörü odalarına yerleştirilmek üzere hazırlanması	60
Resim 5.14 Örneklerin aşınmasında çigneme simülatöründe kullanılan antagonist dişler.....	61
Resim 5.15 Çalışmada kullanılan masaüstü tarayıcı	62
Resim 5.16 Örneklerin tarama görüntüsü.....	63
Resim 5.17 Çalışmada kullanılan elektron mikroskobu	64
Resim 5.18 Çalışmada kullanılan çigneme simülatörü.....	65
Resim 5.19 Çigneme simülatöründe test edilen örnek ve premolar diş teması.....	65
Resim 5.20 Termal siklus parametreleri	66
Resim 5.21 Çigneme simülatörü Parametreleri	66
Resim 5.22 Çalışmada kullanılan 3B Optik Profilometre	68
Resim 5.23 Geomagic Design X 2019.0.3 programına STL dosyasının aktarılması	68
Resim 5.24 Geomagic Design X 2019.0.3 programında örneğin katmanlara ayrılması	69
Resim 5.25 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan bölgenin etrafındaki geometrinin hesaplanması.....	70

Resim 5.26 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan bölgenin katmanlara ayrılarak örgü oluşturulması	70
Resim 5.27 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan bölgenin çıkarılması	71
Resim 5.28 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan bölgenin geometrisinin hesaplanması	72
Resim 5.29 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan hacmin hesaplanması	72
Resim 6.1 Geleneksel üretim grubu 3B optik profilometre görüntüsü.....	75
Resim 6.2 Geleneksel üretim grubu 2B optik profilometre görüntüsü.....	75
Resim 6.3 Geleneksel üretim grubu 100X büyütmede aşınma görüntüsü.....	76
Resim 6.4 Eksiltmeli üretim grubu 3B optik profilometre görüntüsü	77
Resim 6.5 Eksiltmeli üretim grubu 2B optik profilometre görüntüsü	78
Resim 6.6 Eksiltmeli üretim grubu 100X büyütmede aşınma görüntüsü.....	78
Resim 6.7 Eklemeli üretim grubu 3B optik profilometre görüntüsü.....	80
Resim 6.8 Eklemeli üretim grubu 2B optik profilometre görüntüsü.....	80
Resim 6.9 Eklemeli üretim grubu 100X büyütmede aşınma görüntüsü.....	81

1. ÖZET

DİJİTAL VE KONVANSİYONEL YÖNTEMLERLE ELDE EDİLEN OKLÜZAL SPLİNT MATERYALLERİNİN AŞINMASININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmanın amacı, iki farklı dijital ve bir geleneksel üretim yöntemiyle elde edilen oklüzal splint materyallerinin çiğneme simülatöründe mine karşısında aşınmasını incelemek ve karşılaştırmaktır. Dijital üretim grubunda eksiltmeli yöntemde endüstriyel blok, eklemeli yöntemde ışıkla polimerize olan sıvı rezin, geleneksel üretimde ısı ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldı. Örnekler 20 mm çapında 3mm kalınlığında disk şeklinde üretildi. Her gruptan 16 örnek olacak şekilde eksiltmeli, eklemeli ve geleneksel olmak üzere 3 gruba ayrıldı. Çiğneme simülatöründe örnekler 70 N kuvvet, 1.1 Hz frekans, 0.7 mm lateral hareket, 125.000 döngü sayısı ve eş zamanlı olarak 37 °C termal siklus eklenerek çürüksüz premolar dişlerin antagonistliğinde aşınma uygulandı. Test öncesi ve sonrası akrilik örnekler 3 boyutlu model tarayıcısı ile tarandı ve STL dosya formatında kaydedildi. Örneklerde kaybolan madde miktarı tersine mühendislik programında üç boyutlu olarak hacim verileri elde etmek üzere ölçüldü. Her gruptan ortalama aşınma değerini veren örneklerin aşınma yüzeyleri üç boyutlu optik profilometre ve taramalı elektron mikroskobu ile görüntüledi. Sonuçlar Kruskal-Wallis testi analiz yöntemi ile elde edildi ($p=0,05$). Üretim yöntemlerine ait materyal aşınması en düşükten en yükseğe sırayla eksiltmeli ($0,249 \text{ mm}^3$), geleneksel ($0,307 \text{ mm}^3$) ve eklemeli üretim ($0,398 \text{ mm}^3$) şeklindedir. Gruplar arası hacim kaybı ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Mine antagonistliğinde ışıkla sertleşen rezin kullanılan eklemeli üretim yönteminde en fazla hacimsel kayıp gözlemlendi. Endüstriyel blok kullanılan eksiltmeli yöntem en az aşınma gösterdi. Eklemeli üretim yöntemiyle üretilen oklüzal splintlerin kısa dönem kullanımları önerilmektedir. Uzun dönem splint tedavilerinde eksiltmeli yöntemle üretilen oklüzal splintler tercih edilmelidir.

Anahtar Sözcükler: aşınma, çiğneme simülatörü, dijital üretim, konvansiyonel üretim, oklüzal splint materyalleri

2. ABSTRACT

IN VITRO EVALUATION OF WEAR OF OCCLUSAL SPLINT MATERIALS OBTAINED BY DIGITAL AND CONVENTIONAL METHODS

The purpose of this in vitro study was to examine and compare the wear of occlusal splint materials obtained by two different digital and a conventional manufacturing method with enamel antagonist in the chewing simulator. In the digital manufacturing group, industrial block in the subtractive method, photopolymerized liquid resin in the additive method, and heat cured acrylic resin in the conventional method were used. The specimens were produced as disc shape with 20mm diameter and 3mm thickness. 16 specimens from each manufacturing method were divided into 3 groups as subtractive, additive and conventional. The specimens were loaded with 70 N force, 1.1 Hz frequency, 0.7 mm lateral movement, 125,000 cycles and simultaneously 37 °C thermal cycles against caries- free premolar teeth in the chewing simulator. Before and after the wear test, acrylic specimens were scanned with a 3D model scanner and saved in STL file format. The three dimensional material loss was measured in Geomagic Design X program to obtain volume data. The average worn specimens from each group were imaged with a three-dimensional optical profilometer and scanning electron microscope. Data were analyzed using Kruskal-Wallis test ($p=0,05$). The wear of manufacturing methods in order from lowest to highest were subtractive (0.249 mm^3), conventional (0.307 mm^3) and additive (0.398 mm^3). There was no statistically significant difference in volume loss measurements between groups ($p>0.05$). The highest volume loss was observed in the additive manufacturing method using photopolymerized resin with enamel antagonist. The subtractive method using industrial blocks showed the least wear. Short-term use of occlusal splints manufactured with additive method is recommended. Occlusal splints fabricated with the subtractive method should be preferred for long-term splint treatments.

Key Words: chewing simulator, conventional manufacturing, digital manufacturing occlusal splint materials, wear

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Temporomandibular rahatsızlıklar (TMR), çiğneme kaslarını, temporomandibular eklemi (TME) veya ilişkili orofasiyal yapıları içeren bir dizi klinik şikâyeti kapsayan genel bir terimdir (1). Orofasiyal bölgede diş kaynaklı olmayan ağrıların ana nedenidir ve kas-iskelet sistemi bozukluklarının alt sınıflaması olarak kabul edilir. TMR'ye bağlı primer belirti ve bulgular, çiğneme yapılarından kaynaklandığından dolayı çene fonksiyonuyla ilgilidir. Ağız açma ve çiğneme sırasında ağrı, eklem sesleri yaygın olarak görülür. TMR durumunda tedavinin amacı; ağrı ve eklem seslerinin giderilerek normal fonksiyonun sağlanmasıdır. Öncelikli olarak invaziv olmayan konservatif tedaviler tercih edilmeli, semptomların geçmediği durumlarda cerrahi tedaviler düşünülmelidir (2).

Geleneksel oklüzal splintlerin yaygın olarak TMR'ye sahip olan hastaların tedavisinde kullanıldığı ve bu hastalarda belirti ve semptomları iyileştirdiği bildirilmiştir (3,4). Oklüzal splintler sert veya yumuşak materyallerden üretilir; ağrı yoğunluğu ve kas hassasiyeti semptomlarını azaltma açısından benzer etkilere sahiptir (5). Geleneksel üretim yöntemleri olarak basınçla kalıplama tekniği ve vakumla akrilik plak şekillendirilmesi uygulanmaktadır (6). Sert oklüzal splintler, hastanın ağız içi ölçüsünden elde edilen alçı model üzerinde kendiliğinden veya ısıyla polimerize olan polimetilmetakrilattan üretilir (7). Bu yöntem teknik hassasiyet gerektirir; ağız içinde pasif bir şekilde oturma ve uygun oklüzal teması sağlamak için hasta başında uzun uyumlandırma sürelerine sebep olabilir (8). Pörözite oluşumu, polimerizasyon büzülmesi ve fazla miktardaki artık monomer içeriği oklüzal splintin yapısal kalitesini etkileyen önemli faktörlerdir (7).

Diş hekimliğinde teknolojinin artan kullanımı, el imalatının yerini çeşitli işlem basamaklarında dijital iş akışına bırakmıştır. Dijital iş akışının temeli üç öğeye dayanmaktadır. İlki çeşitli tarama teknolojileriyle elde edilen veri toplamadır. Bunu bilgisayar destekli yazılım tasarımı (Computer Aided Design- CAD) kullanılarak, yaratılan verilerin manipülasyonu ve işlenmesi takip eder. Son olarak işlenen veriler bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing- CAM) yoluyla istenen malzemedeki yapıların üretimi için kullanılır (9,10).

Protetik restorasyonlar günümüzde sıklıkla bilgisayar destekli olarak üretilmektedir. Teknik hassasiyet sebebiyle oluşan geleneksel yöntemdeki kişiye bağlı hatalar, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) yöntemiyle ortadan kaldırılır, yüksek malzeme kalitesine ek olarak, daha kısa sürede üretim ve uyumlama süresi imkânı verir (7,11). Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinde eksiltmeli yöntem (subtractive manufacturing), oklüzal apareylerin bir polimer bloktan freze edilerek çıkarılması esasına dayanır. Bu üretim yönteminin avantajı endüstriyel polimetilmetakrilat blokların yüksek çift bağ dönüşüm derecesi ve polimerizasyon büzülmesinin bulunmaması sebebiyle ağız içinde daha iyi bir pasif oturma sağlamasıdır. Endüstriyel bloktan oklüzal aparey freze edilmesiyle kalan ve kullanılmayan önemli miktardaki malzeme atığı, bu üretim yönteminin dezavantajıdır (6).

Malzeme israfını önlemek için nispeten yeni bir yaklaşım, eklemeli üretim teknolojisidir (additive manufacturing) (10,12). Üç boyutlu (3B) yazıcı olarak da bilinen bu üretim metodu, aşırı kuvvet uygulamadan, daha az atık malzeme oluşturarak daha karmaşık yapıda nesnelerin üretilmesini sağlar. Eklemeli üretim teknolojisi, 3B model verilerinden nesnelere üretmek üzere eksiltmeli üretim (subtractive manufacturing) metodolojisinin aksine, malzemenin katmanlar halinde birleştirilmesi işlemi olarak tanımlanmıştır (10). Kullanılan malzeme ve uygulanma biçimine göre farklı eklemeli üretim metodları sınıflandırılmıştır. Dijital ışık işleme (Digital Light Processing), bir katmanda bulunan fotorezinin çapraz bağ oluşturmak üzere ışınlanması esasına dayanır. Sıvı polimer, 3B baskı cihazında projektörden gelen ışıkla aynı anda tek bir geçişte tüm yüzey boyunca polimerize edilir (13). Bahsedilen bu dijital üretim yöntemi, çiğneme kuvvetlerine dayanıklı mekanik özelliklere sahip ideal bir oklüzal splint üretimine imkân vermektedir (14).

Bruksizm, diş aşınması ve temporomandibular eklem hastalıklarının ana sebeplerinden biridir (15). Bruksizme sahip hastalar için tasarlanan oklüzal splintlerin ortalama 770 N çiğneme kuvvetine dayanması gerekmektedir (16). Minenin aşınmasının aşırı oklüzal kuvvetler varlığında gerçekleştiği bildirilmiştir (17). Minenin aşınma davranışı oklüzal temasta bulunduğu restoratif materyale göre değişiklik gösterir (18).

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin aşınmalarını in vitro ortamda taklit etmek amacıyla çiğneme simülatörleri geliştirilmiştir. İki gövdeli çiğneme simülatörleri, ağız ortamını biyolojik değişkenleriyle (çiğneme kuvveti, sıklığı, süresi) taklit ederek protetik materyallerin aşınma direncini referans olan materyallere göre karşılaştırarak ölçülmesini sağlamaktadır (19).

Çalışmamızın amacı, üç farklı üretim yöntemiyle elde edilmiş oklüzal splint materyallerinin, iki gövdeli aşınma cihazında diş minesi karşısındaki aşınma karakterini tespit etmektir. Sıfır hipotezimiz, bruksizm taklit edildiğinde oklüzal splint materyallerinde aşınma sonucu oluşan hacimsel kayıp açısından gruplar arasında fark olmayacağı yönündedir.



4. GENEL BİLGİLER

4.1. Temporomandibular Rahatsızlıkların Tedavisi

TMR çoğunlukla yetişkin popülasyonunda görülür. Epidemiyolojik çalışmalar, yetişkinlerin %75'inde en az bir TMR belirtisi olduğunu, belirti gösteren üç kişiden birinde en az bir semptom olduğunu göstermektedir (20).

TMR çiğneme yapılarında tekrarlayan hareket bozukluğu olarak görülür. Fonksiyon sırasında ve/veya istirahat halinde oluşan ağrının giderilmesi tedavinin birincil amacıdır. Hastaları tedavi arayışına götüren diğer semptomlar temporomandibular eklemden yakalama hissi veya kilitlenme, çiğnemede zorluk, mandibulada hareket kısıtlanması, TME dislokasyonu ve oklüzyonda değişiklik olarak sıralanabilir (21).

TMR etiolojisinde fonksiyonel, yapısal, psikolojik faktörler yer alır. Araştırma Teşhis Kriterleri (RDC/ TMD), TMR'yi fiziksel belirti ve semptomlar (eksen I) ve ağrıyla ilişkili psikolojik faktörler (eksen II) olmak üzere iki ana ekseninde inceleyerek kanıta dayalı bir teşhise olanak sağlar. Güvenilir teşhis, tedaviye rasyonel bir yaklaşımın oluşturulmasında kritik öneme sahiptir (22,23).

Temporomandibular rahatsızlıklar için kullanılan tüm tedavi yöntemleri genel olarak kesin tedavi ve destekleyici tedavi olarak ikiye ayrılabilir. Kesin tedavi, rahatsızlığı oluşturan etiolojik faktörlerin kontrol edilmesi veya ortadan kaldırılmasına yönelik yöntemleri, destekleyici tedavi ise semptomları değiştirmeye yönelik ancak genellikle etiyojolojiyi etkilemeyen tedavi yöntemlerini ifade eder (2).

TMR tedavisinde; medikal tedavi, fizik tedavi, cerrahi tedavi, davranışsal tedavi, oklüzal splint tedavisi yaklaşımları bulunmaktadır (24). Tüm başlangıç tedavileri konservatif, geri dönüşümlü ve non-invaziv olmalı, sonuç alınmadığında invaziv, geri dönüşümsüz tedavilere başvurulmalıdır. Tedavinin amacı, kas ve eklem ağrısının azalması, ağız açıklığının ve eklem fonksiyonunun artırılması, eklem hasarının önlenmesi, genel yaşam kalitesinin iyileştirilmesi ve hastalıkla ilişkili rahatsızlıkların azaltılmasıdır (2).

4.1.1. Medikal tedavi

TMR patolojisinde fiziksel, biyokimyasal ve fizyolojik birçok etkenin olduğu bilinmekle beraber kesin bir patoloji ortaya koyulmamıştır. İlaç tedavisi TME ile

ilişkili ağrı semptomlarına etki ederek bir destek tedavisi olarak uygulanabilir. Analjezikler, non-steroid antiinflatuarlar (NSAI), kas gevşeticiler, antidepresanlar, antikonvülsanlar, anksiyolitikler, kortikosteroidler TMR tedavisinde kullanılmaktadır (25).

NSAI ilaçların oral form reçetelerinin; günde 2-3 kez 50 mg sodyum diklofenak, 3 hafta boyunca günde 2 kez 500 mg sodyum naproksen, 10 gün boyunca günde 1 kez 20 mg piroksikam olmak üzere eklem ağrısında etkili olduğu görülmüştür. Sistemik yan etkilerden kaçınmak için diflofenak içerikli pomadların günde 4 kez topikal olarak uygulanması da önerilmektedir. Sodyum diklofenakın, asetaminofen, karizoprodol ve kafein kombinasyonu çiğneme kas ağrıları üzerinde hızlı bir etki oluşturmaktadır. Diazepam, kronik miyofasiyal ağrıda ve siklobenzaprin, lokal spazmla ilişkili akut ağrıda sıklıkla kullanılan kas gevşeticilerdir. Kronik miyofasiyal ağrılarda günde 10-35 mg trisiklik antidepresanlar, amitriptilin ve nortriptilin kullanılabilir. Trisiklik antidepresana cevap vermeyen hastalara gabapentin endikedir.

TMR farmakolojisinde eklem içi kortikosteroid ve sodyum hyaluronat enjeksiyonlarının kullanımı da yer alır. Kortikosteroid antiinflatuar olarak, sodyum hyaluronat ise eklem yapılarını yağlama (lubrikasyon) etkisiyle, lokal enflatuar mediatörlerin seyreltilmesini sağlar (26,27).

4.1.2. Fizik tedavi

Fizik tedavi kas iskelet sistemine ilişkin ağrıyı, enflamasyonu azaltmak, motor fonksiyonu geri kazanmak amacıyla uygulanır. Elektrofizik yaklaşımlar, egzersiz terapisi, termal terapi, akupunktur gibi çeşitli fizik tedavi müdahaleleri TMR semptomlarını iyileştirmek için etkili olabilmektedir (24).

Elektrofizik yaklaşımlar içerisinde ultrason, mikrodalga, lazer, fonoforez, iyontoforez, TENS (Transkutanöz Elektriksel Sinir Stimülasyonu), galvanik stimülasyon gibi yöntemler mevcuttur. Erken dönemde uygulanmaları enflamasyonu azaltır, kas relaksasyonunu sağlar, kapiller permeabilityi değiştirerek lokal kan dolaşımını artırır, nöral aktiviteyi düzenleyerek ağrıyı azaltır.

Egzersiz terapisi, manuel terapi, postural egzersizler, kas germe ve güçlendirme tekniklerini içerir. Kasları aktif ve pasif germe, hareket aralığı egzersizleri genellikle ağız açıklığını arttırmak, manuel terapi ise ağrıyı azaltmak ve hareket kapasitesini

arttırmak için uygulanır. Termal terapi, kuru/nemli bir sıcak/soğuk bandın doğrudan etkilenen bölgeye 20 dakikalık aralıklarla yüzeysel uygulanmasını içerir. Enflamasyon ve TME hipomobilitésinin tedavisinde egzersiz terapisi ile birlikte uygulanır (28,29).

4.1.3. Davranışsal tedavi

Davranışsal tedaviler, diğer konservatif TMR tedavileri kadar ağrı semptomları üzerinde etkilidir. Tedavi yöntemleri eğitim, biofeedback, relaksasyon eğitimi, stres yönetimi ve davranışsal bilişsel terapiyi (CBT) içerir (24).

Kronik ağrılı hastaların tanı ve tedavisinde biyodavranışsal model, ağrı geçmişi, mevcut duygusal ve bilişsel durum, inançlar, öğrenilmiş davranışlar ve ağrı deneyimini etkileyen fizyolojik değişimlerle etkileşim içinde olan başa çıkma becerileri gibi psikolojik faktörlerin önemini vurgular. Tedavi modeli, hastalara, ağrıyı kendi kendine yönetebilme yeteneği sağlayarak genel yaşam kalitesinde iyileşmeye sebep olur (26,30).

4.1.4. Cerrahi tedavi

TME cerrahisi klinik uygulama kılavuzlarına göre cerrahi tedaviler, etiyojolojiye uygun konservatif tedavilerin etkisiz olduğu kanıtlandıktan sonra orta ile şiddetli kalıcı ağrı veya işlev bozukluğu durumlarında uygulanmalıdır. Akut disk adezyon ve aderanslarında istisna olarak ilk tedavi seçeneği artrosentez ve artroskopi gibi cerrahi yöntemlerdir (31).

Artrosentez eklem boşluğundan iltihaplı sinoviyal sıvıyı çıkarmak, uygun sinoviyal sıvı viskozitesini sağlamak için hidrolik basınç uygulayarak adezyonları ortadan kaldıran lavaj işlemidir. Dejeneratif eklem rahatsızlıklarında ağız açıklığının artması, ağrının azalması, mandibular fonksiyonun iyileşmesi üzerinde etkindir (32).

Artroskopi, eklem artroskop ile doğrudan görüntülenerek, eklem boşluğunun irigasyonunu, adezyonların yıkımını ve eklem mobilizasyonunu sağlayan minimal invaziv bir işlemdir. Artroskop ile eklem incelenebilir, adezyonlar kesilebilir, lazerle tedavi edilebilir ve disk serbestleştirilebilir. TME hipomobolitesine sekonder olarak fibröz dejenerasyon, adezyon, osteoartrit durumlarında endikedir (33). Postoperatif 12 aylık takip sonrası ağız açıklığında artroskopinin artrosenteze göre daha etkili olduğu, ağrıda ise bir farklılık olmadığı belirtilmiştir (34).

Artroplasti, tekrarlayan osteoartrit dejenerasyonlarında osteofit, erozyon ve eklem içi düzensizlikleri gidermek için eklem yüzeyinin yeniden şekillendirilmesidir (35). Şiddetli disk dejenerasyonu, deplasmanı, perforasyonu görülen durumlarda, diskin yeniden konumlandırılması ve restore edilmesi, ileri seviyelerde, diskin greftlenmesi ve diskektomi tedavileri mevcuttur (36).

4.1.5. Oklüzal splint tedavisi

Akrilik rezinden üretilen, ark boyunca dişlerin oklüzal ve insizal yüzeylerini kaplayan ve karşıt dişlenmeyle hassas oklüzal temas oluşturan hareketli apareylere genel olarak oklüzal aparey adı verilir. Oklüzal stabilizasyon, TMR tedavisi veya dişlerin aşınmasını önlemek için kullanılabilir. TMR tedavisinde kullanılan türleri oklüzal splint, interoklüzal splint, stabilizasyon splinti, ısırma plağı, gece plağı, ısırma düzlemi, ağız koruyucu terimleriyle anılmaktadır.

Oklüzal splint tedavisinin amacı; dengeli, stabil bir oklüzyon oluşturarak TME ve çiğneme kaslarının fonksiyonlarını iyileştirmek, ilişkili ağrıyı ortadan kaldırmak, oklüzal çatışmaların ve parafonksiyonel alışkanlıkların etkilerini azaltmaktır. Oklüzal splintlerin genel olarak etki mekanizmaları şu şekilde açıklanabilir;

- Oklüzal durumun değiştirilmesi, daha stabil ve ideal bir oklüzyona doğru oluşan geçici değişiklik genellikle kas aktivitesini azaltır.
- Kondiler pozisyonun değiştirilmesi, kassal iskeletsel olarak daha stabil, yapısal olarak daha uyumlu ve fonksiyonel bir pozisyon sağlar.
- Dikey boyutun geçici olarak artması, kas aktivitesini azaltır.
- Bilişsel farkındalık, hastanın diş temaları ve çene hareketleri konusunda uyarılmasıyla kazanılır. Hastalığa katkıda bulunan faktörler azalır.
- Santral sinir sisteminde değişiklik, dişler arasında bulunan oklüzal splintin propriyoseptif lifleri ve stomatognatik periferel sinirlerin, santral sinir sistemini uyarılmasıyla elde edilir. Parafonksiyonel eğilim azalır.
- Plasebo etkisi, hastalığın sebeplerinin açıklanması ve tedavinin etkili olacağına dair güvence verilmesiyle açıklanabilir. Duygusal stres azalır.

Oklüzal splint tedavisinin başarısı, oklüzal splintin çeşidine, üretilmesine, uyumlanmasına ve hastanın tedaviye katılımına bağlıdır (2).

4.1.5.1. Oklüzal splint çeşitleri

Her bir etiyojik faktöre yönelik çeşitli oklüzal splintler mevcuttur. Bunun için kapsamlı anamnez, muayene ve tanı çok önemlidir. En sık kullanılanlar stabilizasyon splinti ve anterior konumlandırma splintidir. Anterior ısırma plağı, posterior ısırma plağı, pivoting splint, yumuşak (rezilient) splint diğer splint çeşitleridir (2).

- Stabilizasyon splinti:

Stabilizasyon splinti, temel olarak kasları gevşeterek ağrıyı azaltmak için kullanılır, bu sebeple kas relaksasyon (gevşetici) splinti olarak da adlandırılır (2).

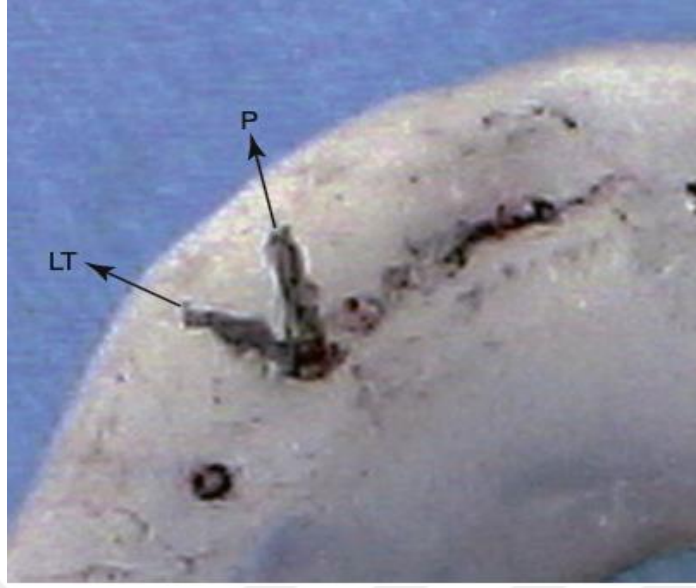
Oklüzal splintler özellikle stabilizasyon splintleri TMR tedavisinde en sık önerilen tedavi yöntemidir. Anormal kas aktivitesini azalttığı düşünülen ideal oklüzal ilişkiyi sağlayarak çiğneme sisteminde nöromusküler denge oluşumuna katkıda bulunur (20). Genellikle kas ve TME ağrısı, klik ve krepitus sesleri, hareket kısıtlılığı gibi çiğneme bozukluğu semptomlarının tedavisinde kullanılır. Stres dönemlerine eşlik eden parafonksiyonel aktiviteyi azalttığı görülür. Miyofasiyal ağrı sendromu, miyozit, miyospazm ve bruksizmin tedavisinde etkilidir (2). Lokalize miyalji ve artralji tedavisinde stabilizasyon splinti kullanımı, çene kasılmasının davranışsal modifikasyonuna etkisi sebebiyle desteklenmektedir (37). Travmaya sekonder olarak görülen retrodiskit tedavisinde hasarlı dokulara gelen kuvvetleri en aza indirerek etkili bir iyileşme sağlar (2).

Tüm arkı kaplayan stabilizasyon splinti her iki çene için üretilebilir. Maksiller splintlerin bazı avantajları vardır. Daha fazla dokuyu kapladığı için daha tutucu ve stabildir. Kırılma olasılığı daha azdır. Tüm iskeletsel ve molar ilişkilerde karşıt temasların elde edilmesini sağlar. Sınıf II ve III hastalarda mandibular splint ile anterior temas ve rehberlik sağlamak zordur. Maksiller splint, tüm mandibular temaslar düz yüzeylerde olduğu için yüksek bir stabilite sağlar. Kondillerin fossada kassal iskeletsel stabil pozisyonu bulmasına yardımcı olur (2). Stabilizasyon splinti kassal iskeletsel stabil pozisyon olan sentrik ilişkide konumlandırılmalıdır.

- Sentrik ilişkiyi saptamak için en güvenilir ve tekrarlanabilir yöntem, bilateral manipülasyon tekniğiyle belirlenen kassal iskeletsel pozisyonun anterior jig üzerinde işaretlenmesidir.

- Kondiller kassal iskeletsel stabil pozisyondayken disk, kondil ve artiküler fossa arasında düzgün bir şekilde yerleşir. Bu pozisyon saptandıktan sonra splintin oklüzal yüzeyine sentrik temas noktaları ve kanin rampası oluşturulmak üzere otopolimerizan akrilik eklenir. Splint tekrar ağıza yerleştirilerek manuel mandibular yönlendirmeye kondiller kassal iskeletsel stabil pozisyonuna ulaştığında hastadan arka dişleriyle kapatması istenir.
- Tüm mandibular dişler, kesici dişler anterior jig üzerinde işaretlenen çentiğe temas edene kadar gömülür. Oklüzal yüzeyde tüm dişlerin temasları ve kaninin labialinde eksentrik hareketler için alan elde edilmelidir.
- Oklüzal yüzeydeki en derin noktalar olan bukkal tüberkül tepeleri ve insizal kenarlar ile kaninin distal, mezial ve labial kurşun kalemle işaretlenir. Bunlar korunması gereken sentrik ve eksentrik temasları oluşturur. Bu alanlar dışında kalan tüm otopolimerizan akrilik eksentrik serbestliğe izin vermek için düzleştirilir.
- Düz oklüzal yüzey elde edildikten sonra sentrik temaslar kırmızı artikülasyon kağıdı ile tüm dişler eşit temas edecek şekilde işaretlenir. Kaninlerin labial, oklüzal düzlemlerle 30-45 derece açığa sahip bir rampa oluşturulmak üzere tesviye edilir.
- Kanin rampası, protrüziv ve laterotrüziv hareketler sırasında kaninlerin devamlı olarak kayma hareketine izin verir. Hasta tekrar sentrik ilişkide arka dişlerini kapatır, sol ve sağ lateral hareketler, düz protrüziv hareket mavi artikülasyon kağıdı ile işaretlenir. Splintin posterior bölgesinde mavi renkle oluşan eksentrik temaslar, kırmızı sentrik noktaları kalacak şekilde kaldırılmalıdır. Aynı şekilde kesici dişlerin mavi renkli eksentrik temasları kaldırılmalı ve kanin rehberliği baskın hale getirilmelidir.

Sonuç olarak, sentrik ilişkide tüm dişlerin aynı anda eşit olarak temas ettiği, protrüziv ve laterotrüziv hareketlerde sadece kanin temasının olduğu, kanin koruyuculu oklüzyon elde edilir (2).



Resim 4.1 Oklüzal Splint Üzerindeki Laterotüziv ve Protrüziv Temaslar

(Okeson J. Management Of Temporomandibular Disorders And Occlusion 7th. Ed., Mosby, St.Louis. 2013.)



Resim 4.2 Oklüzal Splint Temas Düzeni

(Okeson J. Management Of Temporomandibular Disorders And Occlusion 7th. Ed., Mosby, St.Louis. 2013.)

Oklüzal splint temaslarının düzenlenmesi yarı veya tam ayarlanabilir artikülâtör üzerinde alt ve üst çene ölçüleri, yüz arkı transferi, sentrik ilişki kaydı alınarak da yapılabilir. Yüz arkı, üst çenenin uzaydaki konumunun ve bazı anatomik referans noktalarına göre ilişkisinin, artikülâtöre transfer edilmesini sağlayan pergel benzeri bir araçtır. Splintin üretim süreci, hastanın var olan oklüzyon ile eklem ilişkisi, yüz arkı ve sentrik ilişki kaydına göre alçı modellerin artikülâtöre açılış eksenini doğrudan doğruya bağlanmasıyla sağlanır (38).

Sentrik ilişkinin dijital olarak kaydedilmesi de mümkündür. Mandibula ve kondilin hareketleri çeşitli elektrofizyolojik kayıt yöntemleriyle görüntülenebilmektedir. Manyetik, ultrason ve optoelektronik cihazlar olmak üzere çeşitli hareket izleme teknolojileri bulunmaktadır. Çene ve kondil kinetiği, kayda başlamadan önce yapılan bir kalibrasyon ile uzayda belirlenen bir konuma göre manyetik belirteçler (markör) izlenerek kaydedilir. Bu referans belirteçler üç boyutlu dik (kartezyen) koordinat sisteminde x, y, z pozisyonlarıyla ifade edilir, ekranda noktalı bir yörünge olarak takip edilebilir (39). SICAT Fonksiyon yazılımı, CBCT, dijital ölçü ve elektronik eklem hareketi izleme cihazının verilerini üst üste eşleştirerek, hastanın çene anatomisine göre 3 boyutlu olarak gerçek mandibular hareketlerinin simülasyonunu sağlayabilir. Farklı hareketler sırasında eklem boşluğu görüntülenebilir. Her bir çene hareketi pozisyonunda, anatomik kondiler pozisyon değerlendirilebilir ve dinamik oklüzyon oluşturulabilir. Hastanın habitüel interküspal pozisyonuna göre çeneyi açma, kapama, çenenin lateral ve protrüziv hareketleri ve çiğneme fonksiyonu kaydedilebilir (40,41). Modjaw, Arcus Digma, Freeconder Blue Fox, Zebris, Planmeca 4D gibi sistemler, çiğneme sırasında mandibular hareketi kaydederek Bennet açısı, Spee eğrisi, kondiller eğimler gibi oklüzyonun posterior determinantlarını otomatik olarak hesaplar. Hastanın dinamik oklüzal temaslarını, interferanslarını, sentrik ilişkisini, fizyolojik kas dengesinde kaydeder (42,43).

Çiğneme kasları istikrarlı bir çene ilişkisine ulaşıldığında gevşeyebildiğinden, stabilizasyon splintinin birkaç seansta uyumlanması gerekir. Splintin aşınması sonucu karşıt çene yeni pozisyona adapte olacağından, splintin temas noktaları düzenli kontrollerde eşitlenerek dengeli hale getirilmelidir. Başarılı bir tedavi süresinden sonra hastalar splint kullanımını bırakabilir (38).

Diskin fonksiyonel olarak yer değiştirdiği durumlarda bilateral manipölasyon tekniği kondilleri retrodiskal dokulara yönlendirir ve eklemdede ağrıya sebep olur. Böyle bir durum internal disk düzensizliklerine işaret eder ve tedavisi anterior konumlandırma splinti ile yapılmalıdır (2).

- Anterior konumlandırma splinti:

Ortopedik konumlandırma splinti olarak da bilinir, mandibulayı interküs pal pozisyondan daha ön bir pozisyona alarak maksilomandibular ilişkiyi değiştirir. Üst çeneye uygulanan splintte, hastanın mandibulayı öne doğru hareket edip açma kapamaya başladığında semptomun (ağrı, ses) ortadan kalktığı ilk yerin işaretlendiği akrilik rampa, alt çeneyi daha ileri bir konumda kapanmaya yönlendirir. Tedavinin amacı, retrodiskal dokuların adaptasyonunu arttırmak için, kondillerin pozisyonunu öne doğru geçici olarak değiştirmektir. Genellikle redüksiyonlu disk deplasmanı, eklemdede klik sesi, kilitleme, iltihabi retrodiskit görölen hastalarda uygulanır. Uzun süreli kullanımlarında geri dönüşümsüz oklüzal ve iskeletsel değişikliklere sebep olabilir (2).

- Anterior ısırma plağı:

Üst çene için sert akrilikten üretilen sadece mandibular anterior dişlerin temasının bulunduğu bir splint türüdür. Arka dişlerin temasını kaldırarak çiğneme sistemi üzerindeki disfonksiyonel etkilerini ortadan kaldırmak amaçlanır. Anterior jig, Lucia jig, Hawley ısırma plağı, anterior deprogrammer gibi çeşitleri bulunur. Kas kaynaklı ortopedik düzensizlikler, oklüzyonla ilgili akut değişiklikler, posterior dişlerin düzensiz temaslarıyla ilişkili parafonksiyonel aktivitelerin tedavisinde sadece kısa süreli kullanılabilir. Uzun süreli kullanımda temas etmeyen mandibular dişlerin supraerüpsiyonu görölebilir. Anterior açık kapanışa neden olabilir (2).

- Posterior ısırma plağı:

Genellikle posterior mandibular dişler üzerinde sert akrilikten üretilen ve anteriordan geçen döküm bir lingual bar ile bağlanan splint türüdür. Tedavinin amacı mandibulanın anterior repozisyonu ve dikey boyutta büyük değişiklikler sağlamaktır. MORA (Gelb) mandibular ortopedik repozisyon apareyi bir çeşit posterior ısırma

plağıdır. Sürekli ve uzun dönem kullanımı tavsiye edilmez. Temas etmeyen dişlerde supraerüpsiyona, temas edenlerde intrüzyona sebep olabilir (2).

- Pivoting splint:

Genellikle tüm arkı kaplayan ve her bir ark kadranında tek bir posterior temasın bulunduğu sert akrilikten üretilen splint türüdür. Mandibulayı kapatan kuvvetlerin anteriorda konumlanmasıyla, 2. molar etrafında fulkrum oluşturularak kondilin fossada aşağı ve geri doğru hareketi amaçlanmıştır. Ancak mandibulayı açan kuvvetlerin bu fulkrumun gerisinde kalmasıyla hedeflenen etki elde edilememiştir. Başlangıçta hedeflenen etki, pivoting splint üzerinde kenetlenme oluşturularak kondillerin aşağı doğru çekilmesidir. Böylece artiküler basınç azaltılır ve diske normal pozisyonunu alması için serbestlik sağlanır. Disk deplasmanı, dejeneratif eklem rahatsızlıklarının ve eklem sesinin tedavisinde kullanımı öne sürülmüştür. 1 haftadan fazla kullanımı önerilmez (2).

- Yumuşak (rezilient) splint:

Genellikle üst çeneyi kaplayan esnek malzemeden üretilen bir splint türüdür. Travma alması muhtemel sporcular, posterior dişlerde hassasiyet oluşturan kronik sinüzit ve bruksizm tedavisinde kullanımı önerilmiştir. Yumuşak splintler belirgin oklüzal değişikliklere sebep olmaz. Sert akrilik splintlerin bruksizm aktivitelerini azaltma konusunda yumuşak splintlere göre semptomları iyileştirmede daha hızlı ve etkili olduğu görülmüştür (2).

4.1.5.2. Oklüzal splint tedavi süresi

Oklüzal splint tedavi süresi literatürde ilk 3 aylık takip dönemini kapsayan süreler için kısa dönem, 3 aydan fazla süren tedaviler için uzun dönem tedavi olarak yer alır. Hastaların splint kullanım süreleri tam zamanlı (tüm gün) ya da yarı zamanlı (uyku sırasında) olarak belirlenmektedir.

Stabilizasyon splintinin kısa dönem kullanımı sonucunda ağrı yoğunluğunda azalma bildirilmiştir. Tüm gün 24 saat stabilizasyon splinti kullanımında çene pozisyonunun stabilizasyonuna bağlı olarak oklüzal stabilizasyon elde edilmektedir.

Uzun dönem 6 aylık splint kullanımı 1 yıl boyunca takip edilen hastalarda kısa dönem tedavi sonuçlarına göre belirgin bir farklılık bulunmamıştır (44).

4.1.5.3. Oklüzal splintlerde karşılaşılan sorunlar

Temporomandibular eklem bozukluklarının tedavisinde yıllardır çeşitli oklüzal splint tasarımları kullanılmaktadır. Bu splintler için kullanılan malzeme, karşıt doğal diş yapısına zarar vermeden oklüzal aşınmaya karşı yüksek bir dirence sahip olmalıdır. Splintin oklüzal yapısı fonksiyonel ve parafonksiyonel yüklerden kaynaklanan aşınmaya dayanıklı olmalıdır. Önemli bir aşınma meydana gelirse, splintin oklüzal şeması değişebilir ve istenmeyen oklüzal değişimler yaşanabilir (45).

4.2. Oklüzal Splint Üretiminde Kullanılan Materyallerin Tarihsel Gelişimi

1855'te Charles Goodyear'ın vulkanit adı verilen kauçuğun kükürtle işlenmesi sonucu elde edilen plastik maddeyi geliştirmesi ve diş hekimliği uygulamalarına sunması üzerine 1862'de Thomas Gunning çene kırığını sabitlemek için bu malzemeyi kullanmıştır. Gunning'in vulkanit splinti, bugün temporomandibular rahatsızlıkların tedavisinde kullanılan aperlere benzer özellikler göstermektedir (46).

1887'de Kingsely, yumuşak vulkanize edilmiş kauçukla yapılan bir obturatör yapımından bahsetmiştir (47). 1888'de Farrar, belirli dişlerin erüpsiyonunu sağlamak için dişleri oklüzyondan ayıran bir splint sunmuştur (48). Karolyi, 1901'de bruksizmin tedavisi için bir oklüzal splint tanıtmıştır (49). Bu tarihten itibaren çeşitli splint tasarımları ve kullanımları öne sürülmüştür.

Matthews 1942'de akriliğin ağız içinde yaratabileceği zararlı etkilerden dolayı yumuşak lateks kauçuk splinti önermiştir (50). Ingersoll ve Kerens 1952'de vinolin esaslı yarı yumuşak vinil rezin aperi tasarlamaşlardır. Vinolin malzemesinin daha yumuşak olduğunu karşıt dişler için daha az travma yaratacağını düşünmüşlerdir (51). Aynı yıl Kaner, akrilik ve vulkanit malzemelerini kombine eden bir splinti öne sürmüştür (52).

1963 yılında Posselt and Wolff, bruksizmin tedavisi için sert ve yumuşak ısırma plaklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında sert ısırma plağının daha yüksek etkinlik gösterdiğini belirtmişlerdir (53). 1964'te Kessler bruksizm için en iyi seçeneğin

yumuşak (rezilient) splintler olduğu düşüncesiyle vinil malzemesinden ürettiği splintten bahsetmiştir (54).

1971, Ramfjord ve Ash yumuşak splintlerin bruksizm tedavisinde etkili olmadığını, hatta bruksizm alışkanlığını daha fazla arttırdığını, uyumlanmasının ve cilalanmasının zor olduğunu belirttiler (55).

Shulman, 1972'de, vulkanit, yumuşak kauçuk ve plastik gibi malzemelerden yapılan ısırma plaklarının, lateral ve protrüziv hareketlerdeki temasları ortadan kaldıramama, uyumlanma zorlukları, distorsiyon ve zayıf retansiyon gösterme gibi dezavantajlara sahip olduğunu söylemiş ve sert ısırma plaklarının kullanımını savunmuştur (56).

1974'te Dawson, kronik sinüzitli hastalarda arka dişler üzerinde tampon etkisi yaratmak için yumuşak splintlerin kullanılmasını önermiştir (57). Thorp, 1975 yılında, sert ve yumuşak (Molloplast B) materyalleri kombine eden üretim tekniğini tarif etti (58). 1980'lere gelindiğinde, sert akrilik malzemelerin oklüzal splint uygulamalarında daha fazla tercih edildiği bildirilmiştir. Son 150 yılda splintlerin tasarımı ve üretimine ilişkin çok çeşitli materyaller bulunmasına rağmen sert akrilik malzemelerin kullanımı yaygınlaşmıştır (59).

Günümüzde sıklıkla kimyasal, ısı ve ışıkla polimerize olan (yumuşak ve sert) akrilik ve vakumla şekillendirilen viniller (Essix, Trutain) oklüzal splint üretiminde kullanılmaktadır. Plastik veya polimer esaslı esnek ve bükülebilir yapıdaki yumuşak ve yarı yumuşak materyaller (Talon) de üretimde yer almaktadır (60).

4.2.1. Polimerler

Diş hekimliği uygulamalarında yer alan malzemelerin büyük bir çoğunluğunu polimerler oluşturur (61). Oklüzal splint üretiminde kullanılan malzemeler polimerik yapıdadır (13).

Polimerler, çok sayıda atom gruplarının düzenli bir sırada kimyasal bağlar ile uzun bir zincir yapısı oluşturduğu bileşiklerdir. Monomer ise, zinciri oluşturan ve tekrarlayan en basit molekül grubudur. Polimerizasyon, küçük molekül ağırlıklı monomerlerin çeşitli reaksiyonlar ile birleşerek büyük molekül ağırlıklı bir bileşik oluşturmasıdır (61,62).

Monomerler birbirlerine kovalent bağlar ile bağlanarak polimerleri oluşturur. Polimer zincirleri, birbirleri ile zayıf ikincil bağlar olan Van Der Waals bağları ile bağlanmaktadır (63).

Polimerlerin, 3 temel boyutsal yapısı bulunmaktadır. Bunlar çizgisel, dallara ayrılmış ve çapraz bağlı olacak şekilde sıralanabilirler (64). Çizgisel ve dallara ayrılmış polimerlerin molekülleri birbirilerine zayıf fiziksel bağlar ile bağlanmıştır. Çapraz bağlantılı polimerlerin, molekülleri arasında ağ şeklinde bağlar mevcuttur (61,63).

4.2.2. Polimerizasyon

Küçük molekül ağırlıklı moleküllerin büyük molekül ağırlıklı bir bileşik oluşturmak için birçok kimyasal reaksiyona girmesi işlemine polimerizasyon denir. Genellikle polimerizasyon reaksiyonui iki temel mekanizma ile gerçekleşmektedir (61).

a) Kondensasyon Polimerizasyonu

İki veya daha fazla sayıda molekül arasındaki kimyasal reaksiyonların tekrarlanması ile gerçekleşir. Reaksiyon sonucunda polimer yapı dışında yan ürün olarak su, karbondioksit, amonyak, metanol, hidrojen klorid gibi bileşikler oluşur. Reaksiyon sırasında yüksek molekül ağırlıklı polimerin oluşması yavaş ilerler. Moleküllerin boyutları büyürken hareketliliklerin ve sayılarının azalmasının işlemin yavaş gerçekleşmesine etkisi vardır. Diş hekimliğinde kullanılan bazı ölçü maddeleri bu tip polimerizasyon yöntemini kullanır (61).

b) İlave (katılma) Polimerizasyonu

İki molekülün, daha büyük üçüncü bir molekül ortaya çıkarmak amacıyla reaksiyona girmesine ilave polimerizasyonu denir. Bu tür polimerizasyon sonucunda yan ürün oluşmamaktadır. Reaktif grup iyonik veya serbest köklü olabilir. Serbest köklü reaktiflerin olduğu ilave tipi polimerizasyonu ile diş hekimliğinde kullanılan rezinlerin polimerizasyonu gerçekleşir. PMMA, polistiren, polietilen, polivinil klorid,

ve rezin kompozit matriksinde bulunan Bis-GMA (bisfenol A-glisidil metakrilat) bu tür bir reaksiyonla oluşmaktadır (61).

Reaksiyon 4 evre ile gerçekleşmektedir. Bunlar başlama, çoğalma, sonlanma ve zincir transferidir. Ekzotermik reaksiyonlar olduğundan büyük miktarda ısı ortaya çıkar. Isı, ışık ve bazı kimyasal maddeler hızlandırıcı etki gösterebilir (63).

4.2.3. Polimerlerin Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Polimer özelliklerini; molekül ağırlığı, zincir uzunluğu, zincirin kimyasal kompozisyonu, polimerizasyon derecesi, doldurucu ve plastikleştirici varlığı, dallanma sayısı ve/veya çapraz bağ miktarı gibi birçok faktör etkiler. Molekül ağırlığının yüksek ve zincirin uzun olması; polimer sertliğini, bükülmezliğini, dayanıklılığını artırır (61–64).

Polimerlerin; kırılma ve cam fazdan, elastik benzeri faza geçtiği sıcaklığa ‘camsı geçiş sıcaklığı’ adı verilir ve ‘T_g’ ile gösterilir. Bu sıcaklık değeri ve üzerinde polimerler sıvılaşır (61).

Çizgisel ve dallara ayrılmış polimerlerin molekülleri arasındaki zayıf fiziksel bağlar ısı verildiğinde birbirinden ayrılır. Madde fiziksel olarak daha akıcı ve yumuşak bir kıvama gelir. Soğutulduğunda moleküller arasındaki fiziksel bağlar yeniden oluşur ve maddede sertleşme reaksiyonu oluşur. Bu tür maddelere termoplastik polimerler adı verilir. PMMA, polivinil akrilikler ve polistiren termoplastik özellik gösteren polimerlerdir. Termoplastik polimerler genellikle yanıcıdır ve organik eriticilerde erirler (61).

Çapraz bağlantılı polimerler sıvıları daha az absorbe ederler ve genellikle diğer polimerlere oranla daha yüksek sıcaklıklarda akışkanlık kazanırlar. Çapraz bağlantılı polimerler ısıtıldıklarında molekül zincirleri birbiri üzerinden kayamaz. Dolayısıyla bu polimerler ısıtıldıklarında yumuşamaz, yanarlar. Bu tür polimerlere ‘termoset polimerler’ adı verilir. Silikonlar, bifenol A-Diakrilat ve çapraz bağlantılı PMMA termoset polimerlere örnektir (61).

Çapraz bağlantı, çizgisel polimerlerin yan zincirlerinin köprüler oluşturması sayesinde gerçekleşir. Çapraz bağlantı sayesinde çizgisel polimerler birbirine bağlanır. Bu durum polimerin su emilimi, çözünürlük ve dayanıklılık gibi fiziksel ve kimyasal

özelliklerinin iyileştirilmesine neden olur. Aynı zamanda çapraz bağlanma, akriliklerin tesviye ve cila işlemlerinin kolaylıkla yapılmasını sağlamaktadır (61,63).

Polimerlere, fiziksel özelliklerini değiştirebilmek amacı ile doldurucu adı verilen partiküller ilave edilebilmektedir. Doldurucular, polimer ağı içerisine çapraz şekilde bağlanmaktadır. Bu özellikleri nedeniyle polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadırlar. Ayrıca doldurucular, çarpma dayanıklılığını arttırdığı için protezin kırılmaya karşı dayanıklılığını arttırmada önemli etkileri vardır (61,64).

Çapraz bağlantılar genellikle polimeri meydana getiren monomere ilave edilen başka bir madde ile yapılır. Çapraz bağlantı ajanı olarak genellikle etilen glikol kullanılır. Çapraz bağlanmanın fiziksel özellikler üzerine etkisi polimer sistemine, çapraz bağlanma ajanının konsantrasyon ve kompozisyonuna bağlı olarak çeşitlilik göstermektedir. Örneğin düşük camsı geçiş sıcaklığına ve az miktarda çapraz bağlantıya sahip materyal oda ısısında lastik gibi davranabilirken çok fazla çapraz bağlantı içeren bir materyal sert ve kırılabilir hale gelebilmektedir (61,64).

Polimerlerin fiziksel özelliklerini değiştirmek amacı ile, plastikleştirici denen kimyasal maddeler polimerlere ilave edilmektedir. Bu maddeler, polimerizasyon sırasında meydana gelen reaksiyonlara katılmazlar. Plastikleştiriciler, zincirler arasında bulunan bağları modifiye etmektedirler. Çapraz bağ içermeyen sert polimerlere ilave edilen ufak plastikleştiriciler, hem polimerin sertliğini, hem de camsı geçiş sıcaklığını azaltırlar. Bu özellik nedeniyle materyaller, daha esnek olabilmektedirler. Plastikleştiriciler, yeterli miktarda ilave edildiğinde sert yapıdaki polimerin esnek ve dayanıklı hale gelmesini sağlamaktadırlar. Polimer ağı içerisine her zaman kovalent bağlanamadıkları için zamanla polimerden ayrılarak etkilerini kaybedebilir ve ağız içi dokulara salınabilirler (61,63).

4.2.4. Rezinlerin sınıflandırılması

Rezinlerin farklı özellikleri temel alınarak değişik sınıflamalar yapılmıştır (61,65).

- 1) Rezinlerin Termal Davranışlarına Göre Yapılan Sınıflandırma
- 2) Rezinlerin Yapısına Göre Yapılan Sınıflandırma
- 3) ISO 1567 No'lu Standarda Göre Yapılan Sınıflandırma (Protez kaide materyali olarak kullanılan polimerler) (66).

4) Polimerizasyon Yöntemlerine ve Aktivasyon Şekillerine Göre Yapılan Sınıflandırma

4.2.5. Polimerizasyon yöntemlerine göre akrilik rezinler

4.2.5.1. Isı ile polimerizasyon

Isı ile polimerize olan rezinler geleneksel basınçla kalıplama ve enjeksiyonla kalıplama tekniği olmak üzere iki yöntem ile hazırlanmaktadırlar.

Isı ile polimerize akrilik rezinler genel olarak polimer (toz) ve monomer (likit) bileşenlerinin üretici firma tarafından bildirilen oranlarda karıştırılması sonucunda likidin fiziksel olarak tozla reaksiyona girmesi ve hamur karışımının elde edilmesiyle hazırlanmaktadır.

Basınçla kalıplama tekniğinde bu hamurun muflaya tepilmesinden sonra hidrolik pres uygulanarak sıkıştırılır. Basınç altında tutulan mufla kalıbında su içerisinde üretici firmanın belirlediği ısı koşullarıyla polimerizasyon reaksiyonunun tamamlanması sağlanır (61).

Kalıp içerisindeki materyale uygulanan ısıtma işleminin koşulları ve süresi polimerizasyon siklusu olarak tanımlanmaktadır. Çeşitli polimerizasyon siklusları bulunmaktadır.

Akrilik reçinenin ısıtılmalı bir su banyosu içerisinde terminal kaynatma yapılmaksızın 74°C sıcaklıkta 9 saat süreyle polimerize edildiği uzun ve yavaş-ısılı geleneksel polimerizasyon işlemi olarak kabul edilmektedir. Kontrol edilmeyen ısı artışının neden olduğu monomer kaynaması veya protez kaidesinde pörözite oluşumu gibi istenmeyen etkilerin önlenmesi amacıyla bu işlemin kontrollü olarak gerçekleştirilmesi gerekmektedir (67).

Alternatif bir polimerizasyon işlemi ise, rezinin 74 °C de 2 saat süre ile polimerize edilmesinden itibaren suyun sıcaklığının 100°C ye çıkarılarak 1 saat daha terminal kaynatmanın uygulandığı işlemidir. Bütün bu yapılan çalışmaların ışığında 70 °C'de 7 saat ve 100 °C'de 3 saat polimerize olmuş kaide maddelerinin en iyi özelliklerin elde edildiği görülmüştür (68). Isı ile polimerize olan protez kaide materyallerinin mekanik, fiziksel ve kimyasal özellikleri polimerizasyon işlemi sırasında ısının ve uygulama süresinin değiştirilmesi ile modifiye edilebilmektedir.

Bununla birlikte, kısa süreli polimerizasyon işlemlerinin (2 saatten az) uzun polimerizasyon işlemlerine göre çok daha fazla oranda tercih edildiği bildirilmektedir (68).

Enjeksiyonla kalıplama tekniğinde, 6 atmosfer basınç altında akrilik rezin hamurunun enjeksiyon yolu ile özel hazırlanmış muflalar içerisine enjekte edilmesi, ardından ısı ile polimerizasyon işleminin gerçekleşmesi şeklinde uygulanmaktadır. Bu yöntemin en önemli avantajı polimerizasyon büzülmesinin az olması ve bu yöntemler üretilen protezlerin boyutsal stabilitesinin diğer yöntemlerle üretilen protezlere göre daha iyi olmasıdır. Ancak özel mufla ve yardımcı enjeksiyon ekipmanı gibi araçlara gereksinim duyulması ve pahalı bir sistem olması en önemli dezavantajdır (63,67).

4.2.5.2. Kimyasal polimerizasyon (Otopolimerizasyon)

Isı enerjisinin uygulandığı polimerizasyon yöntemleri ile kimyasal yolla polimerizasyon yöntemi arasındaki temel fark benzol peroksidin bir kimyasal aktivatör aracılığıyla dekompoze olmasıdır. Polimerizasyon reaksiyonunun kalan kısmı ve diğer etkili faktörler benzerdir. Monomerin polimerizasyonunun oda ısısında gerçekleşmesi istenildiğinde; peroksit yapının ısıdan başka bir yöntemle dekompoze olabilmesi için likide tersiyer aminler, sülfürik asit gibi kimyasal bir akseleratör ilave edilmektedir. Genel olarak kimyasal aktivasyonda ısı ile yapılan aktivasyon kadar yüksek bir polimerizasyon derecesi elde edilmez (61,69).

4.2.5.3. Görülebilir ışık ile polimerizasyon

Görünür ışıkla polimerize olan akrilik rezin materyalinin matriks yapısını esasen üretan dimetakrilat (UDMA) oluşturmaktadır. Bu yöntemin avantajları, karmaşık polimerizasyon işlemlerinin kullanımını gerektirmemesi ve polimerizasyon işlemi için gereken zamanın oldukça az olması, kimyasal ve ısısız iritasyonun giderilmesi, MMA monomeri ve artık MMA içermemesi, adaptasyonunun iyi olması, uzun çalışma süresi, kısa polimerizasyon süresi, üstün mekanik özellikler, diğer protez kaidesi rezinlerine iyi bağlanabilme özelliği, kısmi olarak ağız içerisinde veya model üzerinde polimerize edilebilmesi, çalışma özelliklerinin iyi olması, ilave yapılabilmesine olanak tanınması olarak sıralanabilir (64,65,67).

4.2.5.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon

Mikrodalgalar metalik nesnelere tarafından yansıtıldıkları için, mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemlerinde kullanımı fiberle güçlendirilmiş plastikten hazırlanan mufların kullanımını gerektirmektedir. Genel olarak, mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminde yaklaşık olarak 3 dakika süren bir polimerizasyon siklusu uygulanmaktadır. Bu yöntemin kısa polimerizasyon süresinin yanı sıra plastik fazın daha kısa sürede oluşturulması, karışımın daha fazla homojen olması, iyi adapte olan protetik materyalin sağlanabilmesi, materyalin içinin ve dışının hemen hemen eşit olarak ısıtılması, ısının hızlı artışı, laboratuvar işlemlerinin daha temiz bir ortamda sağlanması, daha kullanışlı ekipman gereksinimi gibi diğer avantajları da bulunmaktadır. Bununla birlikte, bu yöntemde kullanılan plastik mufların göreceli olarak daha pahalı olması, birden çok tepme işleminden sonra kırılmaya yatkın olmasının yöntemin dezavantajları arasında olduğu bildirilmektedir. Ancak son yıllarda geliştirilen bu sistemde eski yıllarda kullanılan polikarbon vidalar yerine silikon bronzla kaplı metal vidalar kullanılmakta ve mufların dayanıklılığının daha da artırılmasına çalışılmaktadır (61,64).

4.3. Oklüzal Splint Üretim Yöntemleri

Oklüzal splinti tedavisi literatürde birçok kavram ve üretim yöntemi ile karakterize edilmiştir. Üretimde kullanılan çeşitli teknikler ile elde edilen daha yüksek uyum ve dayanıklılık sonuçları bildirilmiştir (70).

4.3.1. Konvansiyonel üretim yöntemleri

Literatürde geleneksel oklüzal splint üretiminde kullanılan teknikler ve yöntemler şu şekilde sıralanabilir (70).

- Hamur kıvamında otopolimerizan akrilik karışımının parmak basıncı ile alçı model üzerine uygulanması
- Otopolimerizan akrilik rezinin alçı model üzerinde polimeri üzerine uygun satürasyonda monomer eklenmesiyle birkaç segmentte polimerizasyon oluşturulması,
- Mumdan tasarlanan oklüzal splintin basınç ile kalıplama tekniği ile otopolimerizan akrilikle bitirilmesi

- Artikülatöre aktarılan modeller üzerinde hazırlanan mum şablon oklüzal splintlerin ısıyla polimerize olan akrilik rezinle bitirilmesi ve artikülatörde oklüzal temasların ayarlanması
- Vakumla şekillendirilen vinil akrilik plaklar ile alçı modelin kaplanması ve üzerine eklenen otopolimerizan akrilik ile oklüzal temasların ayarlanması

- Kalıplama (Muflalama) Tekniği

Geleneksel basınçla kalıplama ve enjeksiyonla kalıplama teknikleri uygulanmaktadır. Basınçla kalıplama tekniğinde, akrilik rezin hamuru üretici firmaların önerdiği karıştırma oranına göre hazırlanarak mufla içindeki protez boşluğuna preslenir. 15-20 dakika beklenir. Kendiliğinden polimerize rezinler basınç altında polimerize olurlar. Isı ile polimerize olan rezinler için muflaya sıcak su bulunan polimerizasyon cihazında kaynatma prosedürleri uygulanır. Uzun ve yavaş ısı sıklısta, polimerizasyon ünitesi içerisinde 74 °C de 7 saat süre ile polimerize edilebilir ya da hızlı polimerizasyon yönteminde oda ısısından 100 °C ye çıkartılır ve yarım saat kaynatılır (61,63)

Enjeksiyon yoluyla rezinin kalıp boşluğuna gönderilmesi tekniği Sr-Ivocap (Ivoclar) sisteminde kullanılmaktadır. Bu sistemde homojen rezin hamuru, üretici firmanın önerileri doğrultusunda, sistemde bulunan kapsül içerisindeki vibratörde karıştırılarak elde edildikten sonra, özel mufla içerisindeki protez boşluğuna 6 atm basınç altında enjeksiyon tekniğiyle yerleştirilir. Bu şekilde hazırlanan rezin hamurunun polimerizasyonu ısı ile sağlanır. Bu sistemin mekanizması sürekli ve sabit basınçla rezinin daima hazır bulunması şeklindedir (71).

- Vakum ile Vinil Akrilik Şekillendirilmesi Tekniği

Sert akrilik plak rezin materyali vakum ve ısıyla şekillendirme cihazına yerleştirilir. Plak ısıyla yumuşayarak şeklini kaybetmeye başladığında, akrilik plak model üzerine hızlıca bastırılır ve vakumlanır. Sert akrilik materyalin model üzerinde eşit kalınlıkta olması sağlanır. Splintin sınırları bukkal ve labialde interdental papil seviyesinde posterior palatal bölümde 2.molarların distalini birleştiren düz bir çizgi hizasında çelik separe ile kesilir. Splint modelden çıkarılarak keskin akrilik kenarlar

yuvarlatılır ve düzenlenir. Lingual tarafta splint dişeti sınırından itibaren 10-12 mm boyunca uzanır. Labialde ön dişlerin insizal-orta üçlüsü arasında sonlanır. Splint hasta ağızına yerleştirilir ve dişlerle olan uyumu kontrol edilir, gerekli durumlarda kısaltmalar ve düzeltmeler yapılır. Tutuculuğu kontrol edilir, bir yerinden bastırıldığında gevşememeli, devrilmemelidir.

Otopolimerizan akrilikten splintin ön bölgesine 4mm genişliğinde alt kesicilerin temas ettiği anterior stop hazırlanır. Homojen olarak karıştırılan plastik safhada otopolimerizan akrilik hamur tüm splint yüzeyine manipüle edilir ve tekrar ağıza yerleştirilir. Bu aşamada temasın yalnızca anterior stop üzerinde olmasına dikkat edilir. Bu işlem süresince hızlı hareket edilmeli, splint otopolimerizan akriliğin polimerizasyonunun başlamasından önce hasta ağızına yerleştirilmeli ve uygun pozisyona getirilmelidir. Alt çene sentrik pozisyonuna bilateral manipülasyon tekniği ile yönlendirilir. Akriliğin polimerizasyonu sırasında interdental kontaklar arasında kilitlenmeyi önlemek için splint ağıza takılır ve çıkarılır. Rezin ısınmaya başladığında tamamen ağız dışında bekletilir. Polimerizasyon tamamlanınca tesviye işlemleri tamamlanır (2).

4.3.2. Dijital üretim yöntemleri

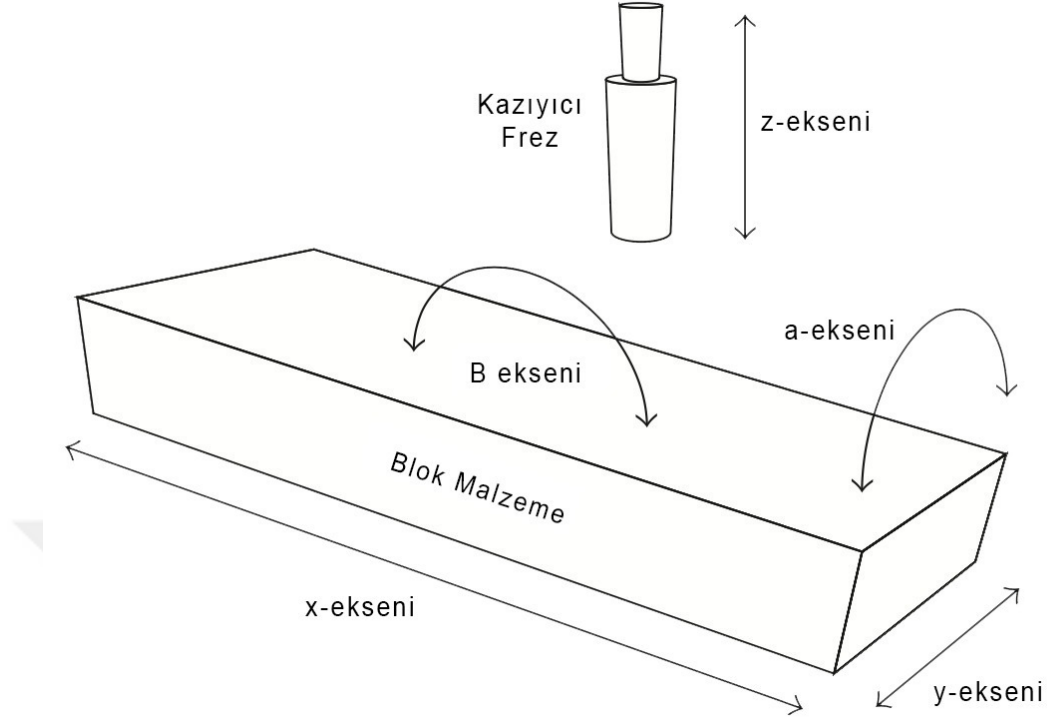
Bilgisayar destekli tasarım (CAD) bilgisayar destekli üretim (CAM) 1980'lerin başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Restorasyonların üretimini otomatikleştiren bu sistem ile, ticari malzeme blokları kullanılarak daha yüksek kalitede, daha homojen restorasyonlar üretmek, restorasyon şekillendirme işlemlerini standartlaştırmak, hassas uyum, doğru morfoloji elde etmek ve üretim maliyetlerini düşürmek amaçlanmıştır (72).

CAD/CAM sistemlerinin üç ana bileşeni vardır.

1. Veriler dijital ortama ağız içi tarayıcı veya model tarayıcısı yoluyla aktarılır.
2. Restorasyonun tasarımı bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı ile tamamlanır.
3. Veriler üretim ünitesini kontrol eden bilgisayar destekli üretim (CAM) yazılımına aktarılır (72,73).

4.3.2.1. Eksiltme (Subtractive, Milling) üretim yöntemleri

Eksiltme üretim yöntemi restorasyonun, malzeme bloğundan bilgisayar nümerik kontrollü (CNC) bir makine ile frezelenmesi esasına dayanır. Bilgisayar destekli üretim (CAM) yazılımı, bilgisayar destekli tasarım (CAD) modelinin verilerini otomatik olarak CNC makinesinin işletim ayarlarına göre düzenler. Bunlar freze araçlarının sıralaması, çalışma yönü ve alanını kapsayan bir takım CNC frezelemeyi dikte eden komut serilerinin hesaplanmasını içerir. Dental restorasyonların geometrik özellikleri nedeniyle, freze makineleri farklı boyutlarda frezleri beraber kullanır. Restorasyonun yüzey ayrıntılarını işlemek için kesici araçların ayrıca düzenleme yapabilme ayarları mevcuttur. Dental CNC makineleri, dental restorasyonların üç boyutlu frezelemesini kolaylaştırmak için çok eksenli frezeleme cihazlarından oluşur. 3 eksenli frezeleme sistemleri diş hekimliği frezeleme sistemlerinde en yaygın olarak kullanılanlardır. Bu tür sistemlerde, frezleri hesaplanan iş akışı değerlerine göre üç eksenle (x -, y - ve z - eksenler) hareket eder. Endüstride, 3 eksenli makineler, malzeme manuel olarak yeniden yerleştirilmedikçe gerekli yaklaşma ve uzaklaşma açılarını ayarlayamaz ve tüm yüzeyleri frezeleyemez. Bu nedenle yüksek hassasiyete sahip restorasyonlar üretilemez. CNC makinesi içinde malzeme bloğunun 180 derece dönmesi, iç ve dış yüzeylerin üç boyutlu frezelenmesine izin vererek frezelenen yüzeylere uygun yaklaşma ve uzaklaşma hareketi sağlamıştır ve daha yüksek hassasiyette yüzey özellikleri elde edilmiştir. Aynı anda iki frezin işleme dahil edilmesi frezeleme hızını arttırır. Büyük protezlerin üretimi frezeleme araçlarının hareket sınırlılığından dolayı 3 eksenli CAM üniteleri tarafından üretilemez. 4 eksenli makineler ek olarak bir eksenle daha bloğun hareketine izin verir. Bu geniş bir bloğun frezelenmesi ve geniş uzunlukta restorasyonların üretilmesini sağlar. 5 eksenli cihazların 5. eksenli freze veya bloğa rotasyon yörüngesi oluşturur. Karmaşık yapıların ve pürüzsüz yüzey özelliklerinin elde edilmesini kolaylaştırır. Pürüzsüz yüzey, frezin teğetsel hareketi ile elde edilir. Diş hekimliğinde, 5 eksenli makineler akrilik protez kaideleri gibi karmaşık şekiller üretmek için uygundur. Restorasyonun kalitesi eksen sayısından bağımsızdır; restorasyonu işleme yöntemi ve CAD frezeleme iş akışı ile ilişkilidir (74).



Resim 4.3 Beş eksenli cihazların x -, y -, z -, a - ve b eksenini (74)

4.3.2.2. Tabakalı (*Additive, Printing*) üretim yöntemleri

Diş hekimliği iş akışında, bilgisayar destekli üretim basamağında (CAM), eksiltme üretimine alternatif olan bir diğer üretim yöntemi tabakalı üretimdir. Literatürde tabakalı üretim, hızlı prototipleme, katı serbest biçimli üretim, üç boyutlu (3B) baskılama gibi terimlerle anılmaktadır. Bu çalışmada, “tabakalı üretim” (AM) ve 3B baskılama (printing) terimlerinin her ikisi de aynı genel üretim prensibini tanımlamak için kullanılmıştır (13). Tabakalı üretim bir nesnenin üç boyutlu model verileriyle malzemelerin katman katman işleme tabi tutularak birleştirilmesi süreci olarak tanımlanmıştır (9). Kullanılan malzemelere ve çalışma prensiplerine göre tabakalı üretim yöntemleri alt gruplara ayrılmaktadır.

3B baskı işlemlerinin, katı, sıvı veya toz esaslı malzemelere göre sınıflandırılmaktadır (13). Her malzeme türünden ürün oluşturulması için çeşitli bağlama mekanizmaları ve teknolojileri mevcuttur. Amerikan Test ve Malzeme Derneği (ASTM)'nin malzemeler için teknik incelemesinde, en yaygın eklemeli üretim süreçlerini şu şekilde sınıflandırmıştır (75).

- Hazne İçi Fotopolimerizasyonu (Vat Photopolymerisation),
- Malzeme Püskürtmesi (Material Jetting),
- Yapıştırıcı Püskürtmesi (Binder Jetting),
- Malzeme Ekstrüzyonu (Material Extrusion),
- Yönlendirilmiş Enerji Çökmesi (Direct Energy Deposition),
- Levha Laminasyonu (Sheet Lamination)
- Toz Katman Birleştirmesi (Powder Bed Fusion)

Vat fotopolimerizasyonunda hammadde olarak sıvı malzemeler kullanılır. Sıvı hammadde bir tekne haznesi içinde istenilen geometri şeklinde üretilene kadar katman katman bir çeşit Ultraviyole (UV) ışık kaynağı kullanarak birleştirilir. Malzeme püskürtmesinde, malzeme doğrudan inşa edilen tabakaya damlacık şeklinde püskürtülür veya çökeltilir. Bağlayıcı püskürtmede, baskıda kullanılan malzemeyi birleştirmek için bir sıvı bağlama maddesi kullanılır ve damlacık püskürten bir mürekkep püskürtmeli kafa temeline dayanır, toz alt tabakayı birbirine bağlar ve kullanılmayan tozu geride bırakır. Malzeme püskürtmenin avantajları hızı, yüksek çözünürlükte yazdırma potansiyeli, mevcut birçok malzemenin kullanılabilir olması ve düşük maliyettir. Malzeme ekstrüzyonu, malzemeleri eriten ve yapı katmanına ekstrüde eden bir işlemdir. Malzeme ekstrüzyonu en yaygın olarak bilinen eklemeli üretim işlemidir. Yönlendirilmiş enerji çökmesinde, malzemeleri katmanlar halinde birleştirmek için lazer veya elektron ışını gibi bir enerji kaynağı kullanılır. Levha laminasyonu, daha sonra 3D yazıcı tarafından şekillendirilen ince levha veya polimerler gibi malzeme kümelenmesini içerir. Toz katman birleştirmesinde nesneyi katman katman biçiminde oluşturmak için lazer gibi bir tür termal enerji ile birleştirilmiş ince toz malzeme katmanları kullanılır (75).

Diş hekimliğinde kullanılan yaygın teknolojiler seçici lazer sinterleme (SLS), seçici lazer ergitme (SLM), birleştirilmiş birikim modelleme (FDM), stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP) olarak sıralanabilir. Dental mum, plastik, seramik ve metal hızlı üretim için kullanılan malzemelerdir (76).

Tablo 4.1 Diş Hekimliğinde Yaygın Kullanılan Eklemeli Üretim Teknolojileri (76)

Üretim Süreci	Üretim Teknolojisi	Kullanılan Malzeme
Malzeme Ekstrüzyonu	Birleştirilmiş Birikim Modelleme (FDM)	Poliakrilikasit PLA Akrilonitril Bütadien / stiren
Toz Katman Birleştirilmesi	Seçici Lazer Sinterleme	Temoplastik, Metal Tozları, Seramik Taşları
	Seçici Lazer Ergitme	Titanyum alaşımları, Paslanmaz Çelik, Alüminyum
Hazne içi Fotopolimerizasyonu	Stereolitografi	Fotopolimer
	Dijital Işık İşleme	

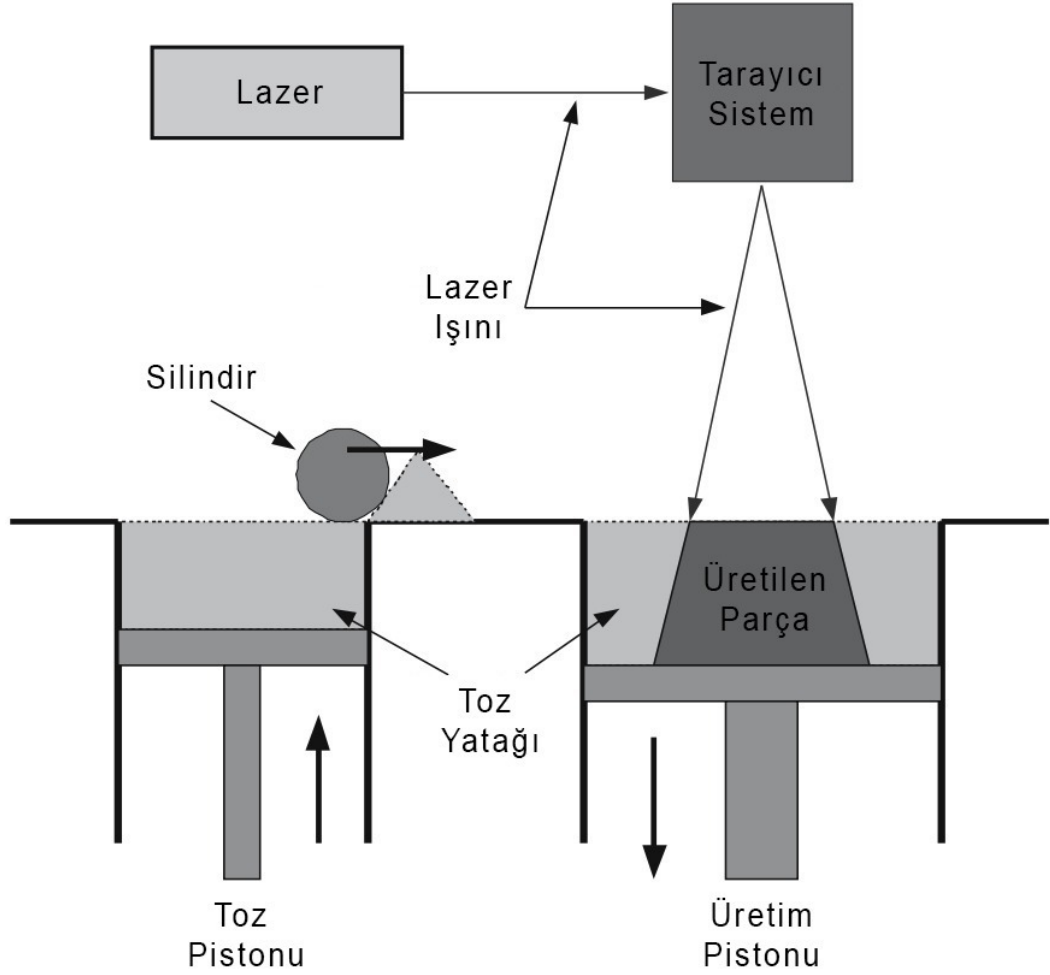
- Birleştirilmiş Birikim Modelleme (FDM)

FDM, günümüzde en çok kullanılan üç boyutlu yazdırma teknolojisidir. Bu teknoloji termoplastik bir malzemeyi eriterek STL (Standart Triangle Language) dosyalarına göre katman katman bir araya getirmesiyle çalışmaktadır. Filament formundaki materyal belirlenen sıcaklıktaki nozzle adı verilen uç sayesinde eritilerek katmanlar halinde bir araya getirilir. Bu nozzle bilgisayar tarafından belirlenmiş kodlar yardımı ile üretilen parçanın geometrisini oluşturacak şekilde hareket sağlar ve filament dediğimiz termoplastik materyalin üst üste yığılıp birbirine kaynaması ile beraber her bir 2 boyutlu katmanın, 3 boyutlu halinde üretim tablasında oluşturulması tekniğidir (12, 74).

- Seçici Lazer Sinterleme (SLS)

Kızılötesi lazer ve toz halindeki çeşitli malzemelerden faydalanarak farklı sektörlerde yaygın bir şekilde kullanılmakta olan 3D üretim tekniklerinden biridir. İlgili sistem yardımı ile kullanılmak istenen toz halindeki malzeme bir düzlem üzerine alınır ve bir silindir vasıtası ile ilgili malzeme 20-100µm aralığındaki eşit kalınlıkta düzlem

üzerine yerleştirilir. Lazer ışınları üretilmesi amaçlanan objeyi oluşturmak adına toz malzemenin bulunduğu düzlemi tarar ve düzlem tekrar toz ile doldurulur. Bu süreç ilgili obje 3 boyutlu olarak oluşturulana kadar devam eder (77).



Resim 4.4 Seçici Lazer Sinterleme (SLS) Şeması (12)

- Seçici Lazer Ergitme (SLE)

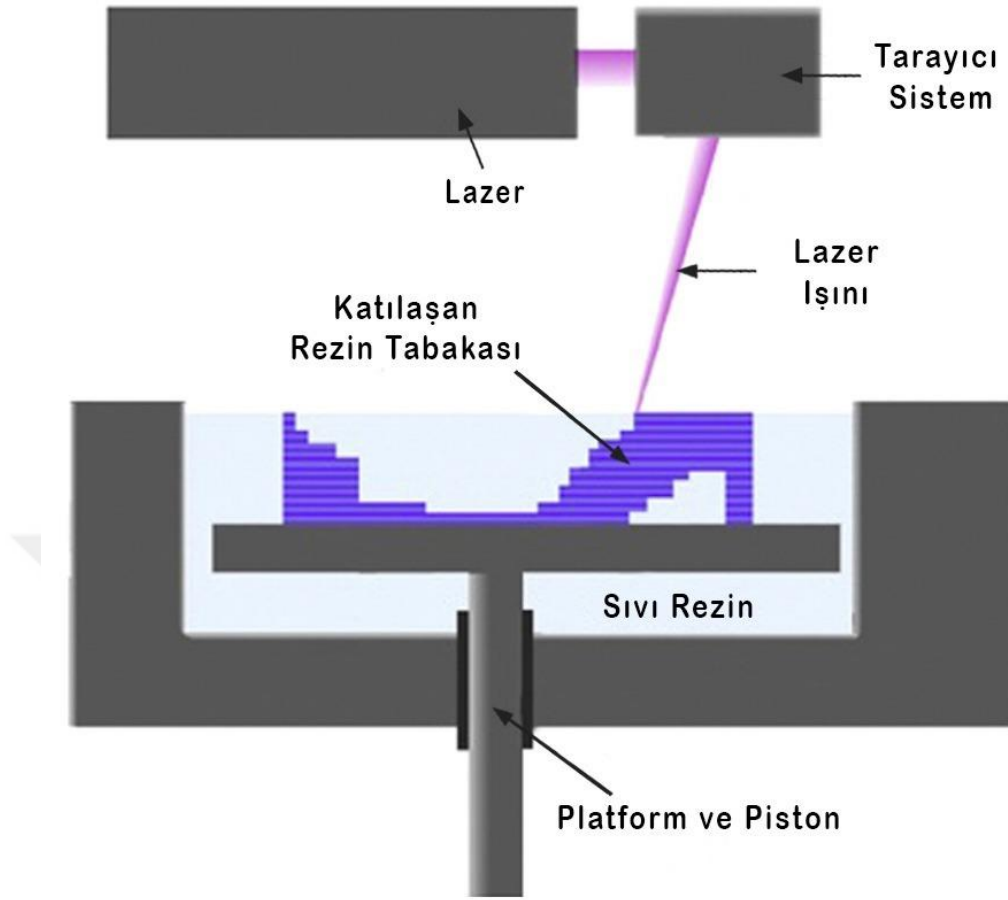
Her ne kadar kullanılan malzemeler yönünden SLS yöntemine benziyor olsa da kullanılan yöntem olarak farklı bir yol izlemektedir. SLE yönteminde güçlü lazer kaynağı vasıtası ile alaşım tozları gerçekleştirilen ışıma ile ergitilerek birbirine kaynaşmaktadır. Kullanılan lazer kaynağından elde edilen yüksek ısı enerjisi alaşım

tozunun ergiyerek istenilen objeler 3 boyutlu bir şekilde oluşturulabilmektedir. İlgili yöntem sayesinde her ne kadar tam yoğunlukta parçalar üretilebiliyor olsa da, işlem sırasında meydana gelen yüksek ısı değişiklikleri sebebiyle oluşturulan nihai objede yüzey bitimi ve/veya iç geriliminde problemlere rastlanabilir (78).

- Stereolitografi (SLA):

Üretim platformu ultraviyole lazerle polimerize edilen sıvı rezin içerisine daldırılır. Lazer, her katmanı oluşturmak için nesnenin bir kesitini çizer. Bir tabaka polimerize edildikten sonra, üretim platformu katman kalınlığına eşit bir kalınlıkta alçalarak akan sıvı rezinin bir önceki katmanı kaplamasına izin verir. Bu işlem nesne oluşturulana kadar birkaç kere tekrarlanır.

Lazer tabanlı SLA 3B baskı, nesnenin kesitlerini takip etmek için bir ultraviyole (UV) lazer kullanır. Lazer bir dizi lens kullanılarak odaklanır ve daha sonra iki motorlu tarama aynasından (galvanometre) yansıtılır. Tarama aynası, tabakayı sertleştirmek için hassas lazer ışınını ultraviyoleye duyarlı rezinin bulunduğu hazneye yönlendirir. SLA ile ışığa maruz kalma, ışığa duyarlı malzemenin yüzeyi üzerindeki düzlem içindeki lazer ışını taranarak sırayla gerçekleştirilir. Bu nedenle, yapının bir katmanını üretmek için gereken süre, lazer ışınının tarama hızına ve aydınlatılmış alana bağlıdır. Her katmanın bilgisi, lazer ışınının düzlem boyunca konumunu yönlendiren iki aynanın eğim açısını tanımlayan bir dizi koordinat şeklinde verilir. Katmanın her pikselinin ardışık olarak ışınlanması, lazer yoğunluğunu kontrol ederek teorik olarak her piksel için maruz kalma dozunun ayarlanmasına izin verir. Z eksenini çözünürlüğünü belirleyen polimerizasyon derinliği fotobaşlatıcı ve ışınlayıcı maruziyet koşulları (dalga boyu, güç ve maruz kalma süresi / hızı) ve ayrıca eklenen boya, pigment veya diğer ilave UV emiciler tarafından kontrol edilir.



Resim 4.5 Stereolitografi teknolojisi üretim süreci (10)

SLA işleminde, yaklaşık 35- 40 μm Ra yüzey pürüzlülüğü ile 15 -150 μm arasında değişebilen katman kalınlığı yazıcı modeli standartlarına bağlıdır. Ham maddeyi polimerize eden UV ışığının 200 - 500 nm arasında değişen dalga boyu aralığı yazıcıya bağlıdır. SLA'daki ana zaman alıcı adımın lazer taramanın kendisi değil, yeni ışığa duyarlı malzeme tabakasının biriktirilmesidir. Burada, malzemenin viskozitesi önemli bir rol oynar. Fotopolimer rezinin viskozitesini azaltmak için sıklıkla reaktif olmayan katkı maddeleri veya çözücü kullanılmalıdır (13,79).

- Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing- DLP):

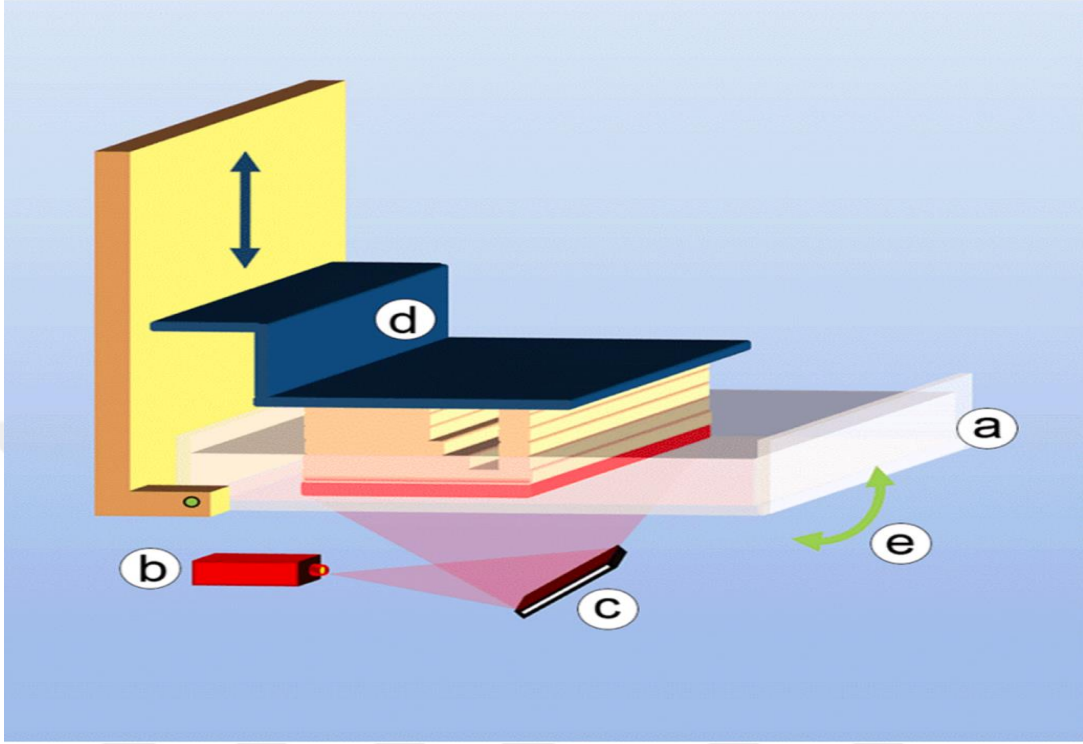
Stereolitografiye benzer fotopolimerle çalışan bir 3B baskı işlemidir. Bu işlemde 3B model tasarımı, 3B baskı cihazına gönderildikten sonra sıvı polimer projektörden gelen ışığa maruz bırakılır. Projektör 3B model tasarımının görüntüsünü her katmanda

siyah beyaz olarak sıvı polimer üzerine yansıtır. Işığa maruz kalan sıvı polimer tabakası sertleşir, üretim platformu aşağı iner ve sıvı polimer tekrar ışınlanır. İşlem rezin tankındaki sıvı polimerin bitmesi ve 3B modelin katman katman tamamlanmasına kadar devam eder. 3B baskılama sonrası ortaya çıkan nesne üzerinde polimerizasyon sonrası sertleştirme işlemi yapılması gerekir. Sertleştirme (curing), rezini tamamen polimerize etmek için fırın benzeri bir cihazda yoğun ultraviyole ışığa maruz bırakmaktır.

Stereolitografiye göre en büyük fark ışık kaynağıdır. Görüntü mikroskobik boyutta küçük aynaların bulunduğu bir ark lambası tarafından oluşturulur. Bu mikroskopik küçük aynalar, dijital bir mikrosinyal cihazı olarak bilinen (Digital Micromirror Device -DMD) bir yarı iletken çip üzerinde bulunan bir maktrikte yer alır. Her ayna yansıtılan görüntüdeki bir veya daha fazla pikseli temsil eder. Bu ışık kaynağı fotopolimer rezin tankının tüm yüzeyine aynı anda tek bir geçişte uygulandığından, ışınlanma süresi stereolitografiye göre daha kısadır. DLP işlem hızı çoğunlukla cm h^{-1} , birim zaman başına nesnenin yüksekliği (katman sayısı) olarak ifade edilir. Yüksek hassasiyet ve çözünürlükte parçalar üretilirken polimerizasyon sonrası işlemleri stereolitografiye aynıdır. Stereolitografiye göre üstünlüğü daha sık bir rezin tankı kullanıldığı için daha az artık malzeme ve daha düşük maliyet oluşturmasıdır. DLP stereolitografiye göre oksijen inhisiyon tabakasından daha az etkilenir. Çünkü polimerize edilen rezin tabakası rezin tankının tabanında kalır ve hava ile doğrudan temas etmez. Kullanılan ışık kaynakları, klasik lambalardan, derin ultraviyole -görünür ışık dalga boyu aralığını kapsayan modern ışık yayan diyotlara (LED) hızla evrimleşmiştir.

DLP sistemlerinin lateral çözünürlüğü, DMD tarafından sağlanan piksel / ayna sayısına ve 3D model tasarımını üretim platformuna yansıtmak için kullanılan optiklere bağlı olarak genellikle 10–50 μm aralığındadır. Dikey çözünürlük olarak ifade edilen mümkün olan en ince tabaka kalınlığı, esas olarak malzemeye giren ışık derinliğine ve elde edilen sertleştirme derinliğine bağlıdır. Dikey çözünürlük, naftal esaslı boyalar gibi ışığı soğuran katkı maddeleri ile ayarlanabilir, bu da saçılan ışıkla ilişkili istenmeyen etkilerin azaltılmasına yardımcı olur. Doldurucu içermeyen fotopolimerlere ek olarak, seramik veya metal parçacıkları içeren karışımlar DLP ile

işlenebilir. Bu durumda, ışığa duyarlı polimer matrisi bir bağlayıcı madde görevi görürken doldurucular genellikle fotokimyasal olarak pasiftir (13).



Resim 4.6 Dijital Işık İşleme (a) fotopolimer haznesi (b) ışık kaynağı (c) mikroayna düzeneği, (d) dikey hareket eden üretim platformu, (e) polimerize olmayan tabakayı yenileme paneli (13)

3 boyutlu yazdırma temel prensipleri:

3 boyutlu yazdırma işlemi, bir tür bilgisayar destekli tasarım yazılımı (CAD) kullanılarak oluşturulan bir dijital model vasıtası ile gerçekleştirilmektedir. Bu yazdırma işlemi CAD dosyası altında tasarlanan ilgili dijital modelin üçgen şekillerin geometrisine dayanan STL (Standart Triangle Language) formatında 3 boyutlu yazıcıya gönderilmesi yöntemiyle hayata geçirilmektedir. Tüm 3 boyutlu baskı makinaları, dijital modeli katmanlara bölerek basmakta olup, her bir seferde tek bir katmanın basılması sureti ile işlemi gerçekleştirebildiğinden yukarıda belirtilen STL formatındaki dosyalar da yine bu katmanlara bölünmüş, başka bir deyişle dilimlenmiş bir şekilde 3 boyutlu baskı makinasına gönderilmesi gerekmektedir. İlgili parçanın düzgün bir şekilde tek parça halinde basılabilmesi adına ilgili dilimlenmiş dosyalara ilişkin bir talimat dosyası da oluşturulmaktadır (80).

Yazdırma işleminin türü ise işlem sırasında kullanılmakta olan malzemelere ve kontrol düzeyine göre çeşitlenmektedir. Bununla birlikte her tür yazdırma işlemi sırasında katmanlar halindeki yazdırma sürecinin kullanılması esastır. Kullanılacak tabaka kalınlıkları ise yine işlem veya kullanılmak istenen malzemeye bağlı olarak 16 μ ile 100 μ arasında farklılık göstermektedir. Örnek vermek gerekir ise, sıvı malzemelerin karakteristiği gereği ince tabaka halinde kullanılması söz konusu olabilirken, toz halindeki metaller ise 40 ila 50 μ kalınlığındaki katmanlar halinde kullanılabilir (81).

4.4. Aşınma

Aşınma iki veya daha fazla malzemenin çalışma koşullarında birbiriyle temas halinde hareket etmesi sonucu oluşan yüzey kaybıdır. Diş hekimliğinde aşınma, ağız içerisinde aynı anda birçok faktörün etkileşim içinde olmasından dolayı fizyolojik veya patolojik olabilmektedir (82).

4.4.1. Dental triboloji

Triboloji, hareket halinde birbirine temas eden yüzeylerin sürtünme, yağlama ve aşınma mekanizmalarının bilimidir. Sürtünmeden farklı olarak aşınma bir yüzeyin başka bir yüzeye temasının yanı sıra kimyasal maddelere maruz kalınması yoluyla da gerçekleşir (83). Ağız içinde gıdaların aşındırıcı yapısı, nöromüsküler kuvvet, parafonksiyonel alışkanlık, mine kalınlığı ve sertliği, pH ve tükürüğün yapısı gibi birçok faktöre bağlı olarak aşınma görülmektedir. Parafonksiyonel alışkanlıklarda, doğrudan temas halindeki dişlerin oklüzal yüzeylerinde atrizyon meydana gelir (84).

Aşınma, bir sistemin yapısı, etkileşim koşulları, çevre ve yüzey koşullarına bağlıdır. Sistemin yapısı, malzeme türlerini ve etkileşimlerinin geometrisini kapsar, etkileşim koşulları ise uygulanan kuvvetleri, gerilimleri ve süreyi oluşturur. Çevre ve yüzey koşulları, ortam sıcaklığı, yüzey kimyası, topografya ve ortamı kapsar (85,86). Dental materyallerde dört tip aşınma türü görülmektedir (87).

- Adeziv aşınma

Yüzeylerdeki pürüzlerin sürtünmesi sonucu oluşan 'soğuk mikro kaynaklar' ile karakterize aşınma türüdür. Sürtünme hareketi devam ettikçe oluşan mikro kaynaklar

kırılır. Hareketin oluşturduğu kesme ile yumuşak olan malzeme ufalanır. Kopan parçacıklar aşınma yüzeyine taşınır ve diğer yüzeyde birikir. Bu tip aşınma normalde metallere ilişkili olmasına rağmen, polimetilmetakrilatın iki yüzeyi arasında meydana geldiği gösterilmiştir (19,87).

- Abraziv aşınma

Abraziv aşınmada malzeme, yüzeydeki sert düzensizlikler veya ara yüzdeki sert parçacıklar ile daha yumuşak olan yüzeyden kazınır. Bu duruma iki gövdeli (two-body wear) aşınma denir. Abraziv aşınmanın, restorasyonun ağız içindeki konumuna bağlı olarak çeşitlilik gösterdiği önemli bir aşınma mekanizması olduğu düşünülmektedir. Diş fırçalamadan kaynaklanan aşınma, maruz kalan yüzeylerde oluşurken, oklüzal temas yüzeylerinde görülür. Oklüzal temas noktaları iki gövdeli aşınma yaşarken, diğer bölgelerde çiğneme sırasında dişler arasında bulunan parçacıklar (gıda karışımı) ile üç gövdeli (three-body wear) aşınma görülür. Yumuşak olan bu parçacıklar temas açıları nedeniyle genellikle aşınma etkisi göstermez. Bu nedenle oklüzal temas alanları, temas etmeyen alanlara göre daha fazla abraziv aşınmaya maruz kalır. En sık rastlanan aşınma tipidir (87).

a) İki Gövdeli Aşınma

Mikroskobik düzeyde hiçbir yüzey pürüzsüz değildir. Her yüzeyin pürüzlü alanlarında oluşan direkt temas ve devam eden hareket sırasında aşınma oluşur. Bu düzensiz, pürüzlü alanlarda kırılma ya da deformasyon görülür. Eğer her iki yüzey de kırılabilir ise, pürüzlerin kırılması söz konusudur. Bir yüzey daha yumuşak ise, sert yüzey tarafından kazınır ve sonunda aşınan talaş partikülleri ortaya çıkar. Ağızda, bu koşullar çiğnemenin bağımsız olarak dişlerin fonksiyon görmesi sırasında ortaya çıkar ve özellikle brüksizmde görülür (19,88). Atrizyon, iki gövdeli diş aşınma biçimidir. Oklüzal temas alanlarında yabancı bir maddenin etkisi olmadan diş diş temas sonucu diş sert dokularının aşınmasıdır. Molarlarda oklüzal temas alanlarında fizyolojik mine aşınması yılda yaklaşık 41 µm' dir (19).

b) Üç Gövdeli Aşınma

Yüzeyler parçacıklı bir karışımın eşliğinde sürtünür. Bu tür bir aşınma çigneme sırasında ortaya çıkar. Gıda bolusu oklüzal yüzeyden kaydığı sırada yüzeyde kalan parçacıklar pürüzler, çukurlar ve yüzey olukları arasında sıkışır. Bu parçacıklar daha sonra karşıt yüzeyi çizerler. Her iki yüzey de benzer morfolojiye sahipse, aşındırıcı parçacıklar çizikler arasında aktarılabilir ve her iki yüzeyi de eşit derecede aşındırabilir. Bu tür aşınmaya maruz kalan yüzeylerde aşındırıcı parçacıklar yüzeyin bir parçası haline gelmiştir (19,85).

- Yorgunluk aşınması

Malzeme yüzeyinde zaman içinde sürekli strese maruz kalınması sonucu mikro çatlakların oluşumuyla karakterize aşınma türüdür. Bu çatlaklar genişleyip yüzeyden kopabilir. Yorulma ve delaminasyon (tabakalar halinde ayrılma) sonucu parçacık üç gövdeli aşınmaya katılabilir. Abfraksiyon diş dokularında görülen bu aşınma türüne bir örnektir. Ağız içinde çigneme sırasında karşıt dişlerin devamlı teması ve hareketi sonucu temas yüzeylerinde yorgunluk aşınması olduğu düşünülmektedir. Kompozitlerde matriks ve mikro doldurucular arasında görülür (87,89).

- Koroziv aşınma

Korozyon, yüzey ve çevre arasındaki kimyasal reaksiyon sonucu oluşur. Korozyon tabakası karşıt yüzeylerin teması sonucu uzaklaştırılabilir. Potansiyel olarak aşındırıcı kimyasalların rezin kompozitleri yumuşattığı ve pürüzlendirdiği bildirilmiştir. Bu faktörler abraziv aşınmaya karşı direnci düşürmektedir (87).

4.4.2. Polimerlerin aşınma özellikleri

Polimerlerde adeziv aşınma ve koheziv aşınma görülür. Adeziv aşınma temas eden yüzeyler arasındaki yapışmadan kaynaklanır. Karşıt yüzey pürüzsüz olduğunda, polimerin daha sert olan karşıt yüzeye aşınan kalıntılarının aktarılmasıyla gerçekleşir. Koheziv aşınma malzemenin yüzeyinin deformasyonu sonucu oluşur. Bu deformasyon karşı yüzey üzerinde sert bir çıkıntının polimer yüzeyine temasından dolayı oluşabilir. Düşük sıcaklıkta termoset ve amorf polimerlerde adeziv aşınma yerine abraziv ve

yorgunluk aşınması görülür. Abrazyon aşınması durumunda polimer yüzeyinde plastik deformasyon, yüzey altı yorgunluk aşınması sırasında elastik deformasyon gerçekleşir (90).

4.4.3. Aşınmanın değerlendirilmesi

Yeni malzemelerin geliştirilmesi ve diş hekimliği uygulamalarında yer alması sürecinde hem aşınma davranışları hem de karşıt temas alanları üzerindeki etkileri araştırılmaktadır. Aşınmaya karşı direncin değerlendirilmesi hem in vivo hem de in vitro yöntemlerle yapılmaktadır. Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan materyaller, ağız ortamında yorulmaya maruz kalmakta ve buna bağlı olarak zamanla aşınma ya da kırılma söz konusu olabilmektedir (91). Araştırmacılar, protez üretiminde kullanılan materyallerin kırılma ve aşınma direncini in vitro testlerle ortaya koymaktadır. Bu testlerin amacı, materyallerin temel mekanik özelliklerinden biri olan dayanıklılığının belirlenmesi ve bu sonuçlara göre kullanım süreleri konusunda bilgi vermesidir (92). Restoratif materyallerin uzun dönem başarıları, aşınma özellikleri ile bağlantılıdır. Özellikle çiğneme kuvvetlerine maruz kalan protetik restorasyonların, aşınma ile ilgili özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Nem, sulu ortam, biyolojik maddeler ve pH değişimleri aşınma özelliklerini etkileyebilmektedir. Dolayısıyla, restoratif materyaller, bu özelliklerin oluşturulabildiği ortamlarda in-vitro olarak test edilirse, aşınmaya ait veriler daha anlamlı olacaktır (64).

4.4.3.1. Klinik çalışmalarda aşınmanın değerlendirilmesi

Klinik olarak aşınmayı tespit etmek için direkt ve indirekt yöntemler kullanılmaktadır.

Cvar ve Ryge tarafından 1970’de Birleşik Devletler Halk Sağlığı Servisi (USPHS) için geliştirilen parametrik olmayan direkt yöntem, (93) aşınmayı değerlendirmek için tanımlanan “alfa”, “bravo” ve “Charlie” sınıflaması kullanılır. “Alfa” aşınma olmadığı, "Bravo" görünür aşınma ve “Charlie” aşırı aşınma anlamına gelir ve restorasyonun değiştirilmesi gerekir. USPHS yönteminin avantajı özel ekipman gerektirmemesidir. Dezavantajları, değerlendirmeyi yapacak araştırmacıların kriterler konusunda hemfikir olarak doğru bir kalibrasyon sağlaması, skalanın ayıricılık konusunda yetersiz olması, belirgin sonuçların uzun zaman almasıdır. USPHS ya da Ryge kriterleri olarak bilinen bu yöntem araştırmacıların ihtiyaçlarına

göre birçok kere değişikliğe uğramıştır (94,95). 2007 yılında, USPHS kriterleri, kanıtlara, nesnel ve öznel talimatlara göre sistematik olarak yapılandırılarak puanlama sistemi geliştirilmiştir (96).

İndirekt yöntemde hastadan polivinilsiloksan ölçü alınarak replika model oluşturulur. İlk dökülen alçı model debris ve plak dolayısıyla ölçümü etkileyebileceği için ikinci kere dökülen alçı modelin kullanılması daha uygun bulunmaktadır. Modeller çeşitli yöntemlerle değerlendirilir (87).

Öznel yöntemler arasında altı kriteri olan Leinfelder ölçeği (97) ve 18 kriteri olan Moffa-Lugassy (98) ölçeği bulunmaktadır. Moffa - Lugassy ölçeği daha sonra Vivadent ölçeğine dahil edilerek geliştirilmiştir. Bu yöntemlerde, ağız içinden elde edilen replika modeller standart modellerle belirli kriterlere göre karşılaştırılarak sıralama yapılır. Modellerin değerlendirilmesi klinik bir değerlendirmeden daha basit ve daha kesin olmasına rağmen bu yöntemlerin dezavantajı sadece aşınmadaki belirgin adımların değerlendirilebilmesidir (94,95).

Aşınmanın nicel bir değerlendirmesini topografya, pürüzlülük, malzeme kaybı, fraktal boyut olarak ölçmek için mekanik ve optik sistemler kullanılabilir. Mekanik sistemler profilometre prob ucu ve atomik kuvvet mikroskobu gibi konturların haritalandığı yüzeye fiziksel olarak temas ederek ölçüm yapan sistemlerdir. Optik sistemler, taramalı lazer mikroskobu, beyaz ışık optik profilometresinde olduğu gibi ışığın yakalanan yüzeye etkileşimlerine bağlıdır (87).

Aşınmanın indirekt değerlendirilmesindeki en güvenilir yöntem, aşınan yüzeyin dijital olarak haritalanması olarak bildirilmektedir (99). Bu değerlendirme için CRA yöntemi (100), üç boyutlu lazer tarama yöntemi, ve Minnesota yöntemi (101) kullanılmaktadır. En büyük avantajı, aşınmanın boyutları, yeri ve morfolojisinin kesin ve niceliksel bir ölçümünü sağlar. Bu yöntemlerin zaman alması ve pahalı olmaları nedeniyle büyük ölçekli klinik çalışmalar için ideal değildir. Modellerin elde edilmesinden kaynaklı hatalar yüksek standart sapmalara neden olabilir. Örneklerin aşınma öncesi ve sonrası çoklu ölçümlerinin yapıldığı durumlarda modellerin konumlandırılmasında sorunlar yaşanabilir (87,94).

4.4.3.2.Laboratuvar çalışmalarında aşınmanın değerlendirilmesi

4.4.3.2.1. Laboratuvar çalışmalarında aşınmanın simülasyonu

Dental materyallerin klinik olarak aşınmasını tamamen taklit edebilecek evrensel olarak kabul edilen deneysel bir yöntem bulunmamaktadır (94). İn vitro aşınma testleri, materyal geliştirme sırasında aşınma mekanizmalarının incelenmesi ve klinik çalışmalardan önce malzemelerin tanınması açısından önemlidir (102). Çiğneme sürecini ve ağız ortamını taklit ederek aşınma mekanizmalarının test edilmesini sağlayan cihazlar geliştirilmiştir (19,86)

Uzun yıllar mühendislik alanında kullanılmış, ‘‘pin on disk’’ adı verilen disk üzerine sabitlenmiş cihazlar en basit mekanizmaya sahiptir. Bu cihazda materyaller pin ya da disk şeklinde hazırlanabilir. Pin şeklinde hazırlanan örnek, dönen disk şekilli diğer yüzeye belirli bir kuvvette temas ettirilir. Bu şekilde iki gövdeli aşınmalar test edilebilir. Abraziv disk yerine yumuşak bir yüzey ve abraziv bir karışım eklenerek üç gövdeli aşınma sistemi de oluşturulabilir (90).

Aşınma simülasyon teknikleri temel olarak üç farklı mekanik yaklaşımla çalışır. Diş fırçalama makineleri, iki gövdeli aşınma makineleri ve üç gövdeli aşınma makineleri olarak sınıflanabilir (19,83).

Diş fırçalama makinelerinde genel olarak diş fırçası, diş macunu, temizleyici ajanlar, farklı fırçalama teknikleri ve kuru/ıslak ortam koşulları programlanarak test edilir. Hefferren tarafından geliştirilen ‘‘göreceli dentin aşınması’’ (RDA) yöntemi, diş macunu aşınmasını incelemek için üreticiler tarafından da yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (103). Fırçalama tekniği diş sert dokularının aşınmasını etkilemektedir. Manuel fırçalamada dikey, yatay, dairesel hareket veya elektrikli diş fırçalama aletleriyle dönme sayısı, karşılıklı hareket ve titreşim farklı değişkenler oluşturmaktadır. Fırçalama kuvveti literatürde 212–375 N, manuel fırçalamada 318-471 g elektrikli aletlerle 92–175 g olarak saptanmıştır. Fırçalamak için harcanan zaman 1-3 dakika, fırçalama sıklığı günde bir ile üç kere aralığındadır (19). Nordbo ve Skogedal, günde 0.2 um gibi görünen diş macunu ile diş fırçalama aşınması bildirmişlerdir (104).

İki gövdeli aşınma testleri ile yorulma ve ağır oklüzal kuvvetlerle ilişkili atrizyona bağlı aşınma, üç gövdeli aşınma testleri ile abrazyona bağlı aşınma taklit

edilmektedir. Her iki aşınma simülasyonu çiğneme ve diğer normal günlük fonksiyonlar sırasında ağızda meydana gelir (95).

1983'te De Long ve Douglas "yapay ağız" konseptini ortaya atmışlar ve Minnesota test sistemini (MTS Systems Corporation, Edon, Parairie, Minnesota, ABD) geliştirmişlerdir. Bu cihaz doğal dişlerin olduğu, fizyolojik hareketlerin yapılabildiği bir kapalı ortamda, servo hidrolik sistemle çalışmaktadır. Dikey ve yatay hareketler ile temas süresinin, örneklerin sürtünme mesafesi ve uygulanan yük yönünden ağız ortamının tam anlamıyla taklit edilmesini amaçlamışlardır (105,106).

De Gee ve Pallav 1994 yılında "ACTA" oklüzal aşınma simülatörünü tanıtmışlardır. Bu cihaz, iki ayrı motor ile döndürülen, iki farklı çapta çelik disk çarklardan oluşmaktadır. Geniş çaplı olan test örneklerini üzerinde taşıırken diğeri antagonist aşındırıcı olarak üzerinde döner. Örneklerin sadece orta kısmı aşınırken, aşınmamış alanlar profilometre ölçümünde referans olarak alınır. Örnekler ve antagonist uç arasına pirinç, darı gibi çeşitli gıda maddeleri eklenerek üç gövdeli aşınma da taklit edilmiştir (107).

Yap ve ark 1997'de "BIOMAT" aşınma simülatörünü çalışmalarında kullanmışlardır. Simülatörün x-y yönü kontrol eden iki bileşeni ve pasif ağırlık taşıyıcısı vardır. Alt çenenin çiğneme esnasında yaptığı üç boyutlu hareketin kısmen ufak olan anteroposterior boyutu, tasarımı basitleştirmek için kaldırılmıştır. İki gövdeli aşınma testleri için kullanılmıştır (102).

2001 yılında Uluslararası Standartlar Örgütü ISO "İki ve/veya üç gövdeli aşınma" adı verilen bir teknik şartname yayınlamıştır (108). İki ve üç gövdeli aşınma makinelerinde dental malzemelerinin aşınma direncini değerlendirmek için sekiz farklı yöntemin talimatları bildirilmiştir. Bu test yöntemleri yük, döngü sayısı, döngü sıklığı, aşındırıcı ortam, kuvvet, kayma hareketi ve antagonist temasına göre farklılıklar gösterir.

Tablo 4.2 ISO No: 14569-2 Aşınma Metodları Listesi

Metod	Antagonist	Ortam	Hareket	Kuvvet	Döngü
DIN	Al ₂ O ₃	Su	Kayma	8-10 MPa	-
ACTA	Çelik / mine	Darı	Kayma	15N	200.000
Zurich	Mine	Su/alkol/diş macunu	Çarpma/ Kayma	49N	1.200.000
Alabama	Poli asetal	PMMA boncukları	Çarpma/ Kayma	75N	400.000
Freiburg	Al ₂ O ₃	Su	Kayma	8 MPa	40.000
Minnesota	Mine	Su	Kayma	13.35 N	500.000
OHSU	Mine	Haşhaş tohumu/PMMA boncukları	Çarpma/ Kayma	20/70 N	50.000
Newcastle	Steatit/mine	Su	Kayma	15N	10.000

İlgili ISO No: 14569-2’de açıklanan sekiz farklı aşınma testi özelliklerinin sistematik olarak açıklanmadığı, kullanıldıkları amaç için uygun olup olmadığı konusunda yeterli bilgi edinilmediği bildirilmiştir. Yöntemler FDA (Federal Drug Administration) tarafından belirlenen kurallara uymamaktadır (86).

Bütün simülasyonların çalışma mekanizmaları ve tasarımları birbirinden farklıdır. Bu nedenle aynı aşınma parametreleri her cihaz için farklı sonuçlar göstereceği için sonuçların karşılaştırılamayacağı bildirilmiştir (109).

Dental malzemelerin aşınmasını test edecek cihazlarda bulunması gereken özellikler şu şekilde belirtilmiştir (110,111).

- Kuvvet 20-150 N aralığında tekrarlanabilir ve ayarlanabilir olmalıdır.
- Malzemeye özgü bir kalibrasyon ayarı gerekmemelidir.

- Sistemde lateral hareket bulunmalıdır.
- Aşınma testi sırasında aşınmış partikülleri antagonist uç ve malzeme arasından kaldırmak için sıvı akışı sağlanabilmelidir.
- Tüm hareketler bilgisayar kontrollü ve ayarlanabilir olmalıdır.
- Bu teknik özellikleri taklit edebilecek yeterlilikteki uygun tolerans aralıkları şu şekilde özetlenebilir:(86)
- Dinamik kuvvet : 48–52 N
- İtme gücü : 9.9–10.1 Ns
- Dikey ve lateral hareket hızı : 39–41 mm/s
- Döngü frekansı : 1.58–1.62 Hz
- Temas süresi : 390–410 ms
- Ortam sıcaklığı : 4.8–5.2 ° C/54.0–56.0 ° C

ISO No: 14569-2’de belirtilen diğer aşınma simülatörlerine göre Willytec simülatörü FDA (Federal Drug Administration) tarafından tanımlanan laboratuvar test ekipmanları için gerekli şartları sağlayan bir cihaz olarak belirtilmiştir (86).

4.4.3.2.2. Willytec çiğneme simülatörü

İki eksenli bir çiğneme simülatörüdür. Test parametrelerinin rahatça ayarlanması ve tekrarlanabilirliği açısından kabul edilebilir sonuçlar elde edilmiştir (111,112).

Bir çubuk üzerine yerleştirilen ağırlıklar ile yükleme yapılır. Bu çubuk bilgisayar kontrollü bir motor tarafından harekete geçirilir. Örnekler test haznelere yerleştirildikten sonra çiğneme simülatörü kalibre edilir ve referans noktaları ayarlanır.

Çiğneme simülatörü 8 test haznesi içerir. Her test haznesinin ayrı bir ağırlık taşıyan dikey çubuğu bulunur. Tüm odalardaki dikey ağırlık çubuklarının bağlı olduğu yatay çubuk bilgisayar kontrollü motor tarafından harekete geçirilir. Hem dikey hem de yatay eksendeki hareketler bilgisayar kontrollüdür. Motor, lateral hareketler de üretebilir. Tüm hareketlerin hızı ve uzunluğu değiştirilebilir. Antagonist uç örneğe temas ettiğinde tüm ağırlık serbest bırakılır. Eş zamanlı olarak, manyetik vanalar ile her bir hazneye farklı sıcaklıklarda su basılarak termosiklus eklenebilir (86,111).

- Antagonist: Mine, Empress (çap 2.36mm)
- Ortam: Su veya diğer sıvılar
- Hareket: Gıcırdatma, Kayma, Çarpma
- Lateral hareket: 0.7mm
- Kuvvet: 50N
- Frekans: Hz
- Yük: Ağırlık
- Döngü:120,000
- Ayar: Çiğneme
- Termosiklus: 5–55 ° C
- Değişkenler: Çarpma hızı, Çarpma yoğunluğu, Hareket yörüngesi, Kayma yörüngesi (19)

4.4.3.2.3. Termal siklus

ISO standartlarıyla belirlenen termal siklus sıcaklık değişimleri 5°C - 55°C kullanılmıştır. Termal siklus sayısı, suda bekletme süresi ve duraklama süresi fazlaca değişkenlik göstermektedir. Normal olarak termal siklus mekanik yükleme ile birlikte uygulanmaktadır. Bu yüzden termal siklus sayısı mekanik testin süresine ve termal siklus ünitesinde belirlenen bekleme ve duraklama süresine bağlıdır. Ağız içindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bir bilgi olmadığından günde 20-50 siklus olabileceği düşüncesiyle 10,000 siklusun 1 yıla denk geleceği bildirilmiştir (113).

4.4.3.2.4. Laboratuvar çalışmalarında aşınmanın ölçüm teknikleri

4.4.3.2.4.1. Üç boyutlu görüntüleme teknikleri

Üç boyutlu tarama 1980'lerin başından beri aşınma ölçümleri için çok tercih edilen bir yöntemdir. Nicel, doğru ölçümler elde edilerek diğer üç boyutlu veri tabanlarıyla karşılaştırılabilir ve ölçümler depolanabilir. Klinik ve laboratuvar çalışmaları için aynı verimlilikte kullanılabilir (95).

Ölçüm tekniklerindeki ilerlemeler, üç boyutlu lazer taramalarının üste üste eşleştirilmesiyle aşınma ölçümlerini mümkün kılmıştır (114).

Üç boyutlu tarama, konfokal mikroskop, lazer, düzenli ışık triangülasyonu, fotogrametri, interferometri gibi optik aralık saptama tekniklerine göre çalışmaktadır.

Üç boyutlu optik mikroskoplar, konfokal, odak varyasyon, taramalı elektron ve floresan mikroskopların mekanizmalarını kullanır. Bu yöntemler birçok avantaj sağlar. Gerçek zamanlı olarak ve çok karmaşık şekillere sahip nesnelere için bile bileşenlerin tüm yüzeyi üzerindeki aşınma dağılımını sağlayabilirler. Üç boyutlu tarayıcıların kullanımı ile sıvı emilimi ve homojen olmayan alanlardan dolayı oluşan hatalar en aza indirilir ve daha doğru sonuçlar elde edilebilir (115).

Triangülasyona dayalı cihazlar, sabit bir taban çizgisinin her bir ucundaki belirli noktalardan açılar ölçerek, hedefteki nesnenin yüzeyi üzerindeki her noktanın konumunu dijital olarak belirleyebilir. Ölçülen her nokta daha sonra bir kenarı ve iki açısı bilinen bir üçgenin üçüncü noktası olarak sabitlenebilir (115).

Aşınma değerlendirme uygulamalarında, konfokal lazer tarama mikroskobu ve triangülasyon sistemiyle çalışan cihazlar, çözünürlük, hassasiyet ve doğruluk açısından en iyi performansı sunarlar. Bir taramada ‘doğruluk’, ölçülen değer gerçek değere ne kadar yakın olduğunu belirtirken ‘hassaslık’, ise ölçülen değer tekrarlanabilirliği olarak tanımlanmaktadır. İdeal olarak bir sistem hem doğru hem de hassas olmalıdır (95). Yüzey üzerindeki aşınma dağılımı, çok karmaşık şekillere sahip nesnelere dahil 5-10 µm 'ye kadar olan doğrulukla değerlendirilebilir (115).

Yüzeylerin topografisini gösteren tarayıcılar temaslı ve temassız olarak sınıflandırılmaktadır. Temaslı tarayıcılar, yüksek doğruluk oranı ve ölçümlerin tekrarlanabilirliği ile çalışan ancak materyalin yüzeyini değiştirme olasılığına sahip ve zaman alan sistemlerdir. Temassız tarayıcılar, dijital kamera benzeri sistem ile lazer ışık kaynağı kullanarak materyal yüzeyi boyunca hareket ederken görüntüleri yakalar. Kendi içlerinde çizgi, alan, nokta ve hacim tarayıcıları olarak sınıflandırılmaktadır (95).

- Çizgi lazer sistemleri, materyal boyunca düz bir çizgi yolu kullanarak tarama yapar.
- Alan tarayıcıları, yüzeyin bir bölgesini triangülasyon, interferometri ve faz kayması kullanarak tarar.
- Nokta tarayıcıları en yüksek çözünürlüğe sahiptir ancak uzun süre gerektirir.
- Hacim tarayıcıları bilgisayarlı tomografi esasıyla çalışan sistemlerdir.

Yüzeyin topografisi ve morfolojisi korunarak, non-invaziv ve temassız ölçümler, üç boyutlu sayısallaştırma gerçek zamanlı olarak yapılabilir. Dijital aşınma ve değerlendirme prosedürü belirli donanım ve yazılımlarla hızlı bir şekilde otomatikleştirilebilir (115).

Konfokal lazer tarama mikroskobu (CLSM veya LSCM) esasına göre çalışan cihazlar, bir nesnenin çeşitli derinliklerinden yüksek çözünürlüklü net görüntüler elde edilmesini sağlayan bir teknik kullanır. Bu prosedüre optik kesitleme denir. Opak nesnelerin yüzey profilinin ve opak olmayanların iç kısmının üç boyutlu rekonstrüksiyonuna izin verir (115).

4.4.3.2.4.2. Üç boyutlu aşınma ölçümü

Aşınmayı tespit etmek ve ölçmek için önerilen teknik, optik temassız üç boyutlu tarayıcılar ve elde edilen görüntüler üzerinde ölçüm yapabilen yazılım programlarıyla uygulanır (115).

Bu yazılım programları tersine mühendislik yaklaşımıyla nesnenin CAD modelini oluştururak yeni bir bileşen tasarımı, var olan bir bileşenin çoğaltılması, sayısal verilerin incelenmesi esasıyla çalışır.

Üç boyutlu optik tarama aşamasında, aşınmış nesne ve referans bileşenlerinin üç boyutlu modelleri alınır ve sayısallaştırılır. Referans modeli iki şekilde elde edilir:

- CAD yazılımından elde edilen nesnenin sanal CAD modeli
- Nesnenin üretim sonrası üç boyutlu tarayıcı ile sayısallaştırılması

CAD modeli ve üretilen nesne arasında boyutsal değişiklikler olabileceğinden aşınma işlemi öncesi, nesnenin üç boyutlu verilerinin elde edilmesi daha güvenilir bulunmaktadır (115).

Üç boyutlu dijital modelin çıktısı bir nokta bulutu veya üçgen bir ağdır (mesh). Aşınma incelenmeden önce, ‘mesh’ düzenleme yazılımı kullanılarak verilerin optimizasyonu gerçekleştirilir. Bu aşamada, üç boyutlu modelin orijinal şeklini ve boyutunu korumaya özen göstererek ağın veya nokta bulutunun kaliteli verilerini sağlamak önemlidir. Buna göre aşınmış modelin sayısallaştırılan üç boyutlu modeli ile aşınmamış üç boyutlu referans modeli karşılaştırılır (115):

- Aşınmış ve referans modeller, sapmaları değerlendirmek için hizalanmalı ve üst üste eşleştirilmelidir.

- Aşınma oranlarını değerlendirmek için aşınmış ve referans modeller arasındaki hacim farkı hesaplanabilir.
- Renkli üç boyutlu sapma haritası, nesnenin yüzeyi üzerindeki aşınma dağılımını temsil eder.

\mathcal{V}_i , referans modelde ölçülen hacim; \mathcal{V}_f aşınmış 3B modelde ölçülen hacim olmak üzere aşınma şu şekilde hesaplanır:

$$x = \frac{\mathcal{V}_i - \mathcal{V}_f}{\mathcal{V}_i} \%$$

Üç boyutlu aşınma haritalarından, iki boyutlu kesitler, profiller çıkarılabilir ve incelenebilir. Ayrıca, ilgilenilen belirli bölgeler, aşınma derinliği, aşınma yönü gibi daha ileri geometrik aşınma parametreleri ile ayrıntılı bir şekilde araştırılabilir (115).

Geleneksel olarak, üç farklı türde tarama hizalaması, dönüm noktası tabanlı hizalama (landmark based alignment), en uygun hizalama (best-fit alignment) ve en uygun referans (reference best-fit alignment) kullanılmaktadır. Operatör, her veri kümesindeki ortak yer işaretlerini veya ortak noktaları manuel olarak seçerek bir "dönüm noktası tabanlı hizalama" gerçekleştirilir ve bunlar daha sonra yazılım tarafından hizalanır. Dönüm noktası hizalaması nispeten basittir ve mikron düzeyinde hassasiyetin gerekli olmadığı tıbbi uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, bu yöntem oldukça öznel ve operatör tarafından hizalamanın becerisine ve kavranmasına bağlıdır (116).

Standart bir "en uygun hizalama", her yazılımla biraz farklı bir algoritma kullanarak taramaları hizalamak için tekrarlamalı bir en yakın nokta (Iterative Closest Point -ICP) algoritması kullanır ve operatör tabanlı kararları içermez. Hizalama, her veri noktası arasındaki örgü mesafesi hatasını en aza indirerek gerçekleştirilir. Tekrarlamalı algoritmanın sonlandırma kriteri, hizalama ve örgü mesafesi hatasını en aza indirecek, hataları pozitif ve negatif sapmalara eşit olarak yayacaktır. Büyük bir kusur varsa, algoritma, klinik sonuçtan bağımsız olarak, iki veri kümesi arasındaki mutlak mesafeyi en aza indirmeye çalışacaktır (117).

Bir "en uygun referans hizalama", hizalamayı veri kümesinin operatör tarafından tanımlanmış ve bir değişikliğe uğramış olma olasılığı en düşük bölümleriyle

sınırlandırarak veri kümelerini hizalar. Bu, ölçülecek ilgili kusuru en aza indirme hatasını önler, ancak veri kümesinin bölümlerini seçerken bir operatör hatası verir (118).

Ortaya çıkan bu örgü verisi orijinal STL verisiyle eşleştğinde test örneğinin tamamında aşınmayan bölgeler yeşil ile, aşınan iç bükey şekilde amorf geometri mavi renk ile ifade edilir (119).

Bu renklendirme skalası programdaki tolerans barıdır ve referans yüzeyle tamamen eşleşme yeşil, referans modele göre artma şeklinde eşleşme kırmızı, eksilme şeklinde eşleşme mavi olarak değerlendirilir (120). En yüksek ve en düşük değerleri sırasıyla 100 μm ve -100 μm dur. Yeşil ile gösterilen etkili aralık -30 μm ile 30 μm arasında ayarlanmıştır. Mavi amorf geometri, referans alınan x, y, z koordinatlarındaki yüzeylere göre hesaplanır (119).

5. MATERYAL VE METOD

Çalışmamızda geleneksel, eksiltmeli (subtractive manufacturing), eklemeli üretim (additive manufacturing) yöntemleriyle elde edilen disk şeklinde oklüzal splint materyallerine çiğneme simülatörü (CS-4 SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Germany) ile çürüksüz çekilmiş premolar dişler karşısında bruksizmi taklit edecek şekilde termal siklus eşliğinde yaşlandırma işlemi uygulanmıştır, aşınma sonucu materyaller üzerinde oluşan hacimsel kayıp değerlendirilmiştir.

Sırasıyla; Alyans Dental Diş Protez Laboratuvarı'nda dijital yöntem kullanılarak örnek üretimi gerçekleştirildi. Ardından geleneksel yöntemde elde edilecek örnekler Medipol Üniversitesi Diş Protez Manipülasyon Laboratuvarı'nda üretici firmanın önerileri doğrultusunda üretildi. Örnekler geleneksel (G), eksiltmeli (EKS), eklemeli (EKL) olmak üzere üretim yöntemlerine göre gruplara ayrıldı. Her bir grupta 16 örnek olmak üzere toplamda 48 adet örnek bulunmaktadır. 48 adet örneğin her biri çiğneme simülatöründe çürüksüz premolar bir diş karşıtı olacak eşleştirilmiştir.

Tüm gruplar için üretilen 48 adet disk şeklindeki örneklerin ve antagonist olarak kullanılacak 48 adet dişin, model tarayıcısı (D1000, 3Shape GmbH, Kopenhag, Danimarka) ile mavi LED ışığı altında 5 µm hassasiyetle taramaları yapıldı. Tarama dataları STL formatında kaydedildi. Her bir gruptan birer örnek ve antagonisti belirlenen dişin SEM (Zeiss EVO® LS 10, NTS, Germany) görüntüleri alındı. Her materyal grubundan aşınmış birer örnek optik profilometrede incelendi.

Çiğneme simülatörüne (CS-4 SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Germany) disk şeklindeki örnekler ve antagonist olarak kullanılacak olan dişler deney düzeneğindeki aparatlarına akrilik malzeme ile sabitlendi. Parametreler ayarlanarak örneklerde aşınma işlemi gerçekleştirildi.

Tablo 5.1 Çalışmada Kullanılan Malzemeler ve Üretici Firmalar

Üretim teknolojisi	Kısaltma	Materyal (Üretici firma)	Kimyasal içeriği	Seri no:
<u>Eksiltmeli</u> (Subtractive)	(EKS)	Kazıma yöntemiyle üretim yapılan blok <i>M-PM Disc</i> (<i>Merz Dental GmbH</i>)	Polimetilmetakrilat (PMMA) ve çapraz bağlı polimer esaslı metakrilik asit esterleri, Renklendiriciler Dibenzoilperoksit Artık monomer %1 MMA	21118
<u>Ekleme</u> (Additive)	(EKL)	Işık ile polimerize edilen sıvı rezin <i>Freeprint splint 2.0, (DETAX GmbH)</i>	Akrilat rezin, Alifatik üretan akrilat, TPGDA- Tri (propilen glikol) diakrilat THFMA- Tetrahidrofurfuril metakrilat TPO- Termoplastik Poliolenler	230101
<u>Geleneksel</u> (Compression molding)	(G)	Isı ile polimerize edilen rezin (toz, likid) <i>Promolux HC,</i> (<i>Merz Dental GmbH</i>)	Toz: PMMA kopolimer Dibenzoilperoksit Organik renklendiriciler İnorganik pigmentler Sıvı: MMA Dimetilmetakrilat	1020003

Aşınma sonrası disk şeklindeki örnekler ve dişler tekrar model tarayıcısıyla (D1000, 3Shape GmbH, Kopenhag, Danimarka) daha önceden yapılmış taramalarla üst üste karşılaştırılmak üzere tarandı. Çiğneme simülöründe deneye tabi tutulmadan önce SEM görüntüleri alınmış örneklerden aşınma sonrası haliyle karşılaştırma yapabilmek için aynı şekilde SEM görüntüleri alındı. Aşınmadan dolayı eksilen miktarı üç boyutlu görüntülemek üzere taranan veriler Geomagic Design X 2019.0.3

(3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) adlı programa aktarılmıştır. Tarama verilerinden ve sonuçlarından istatistiksel analiz gerçekleştirildi.

5.1.Araştırmada Kullanılan Örneklerin Hazırlanması

Geleneksel Üretim (G) Grubu

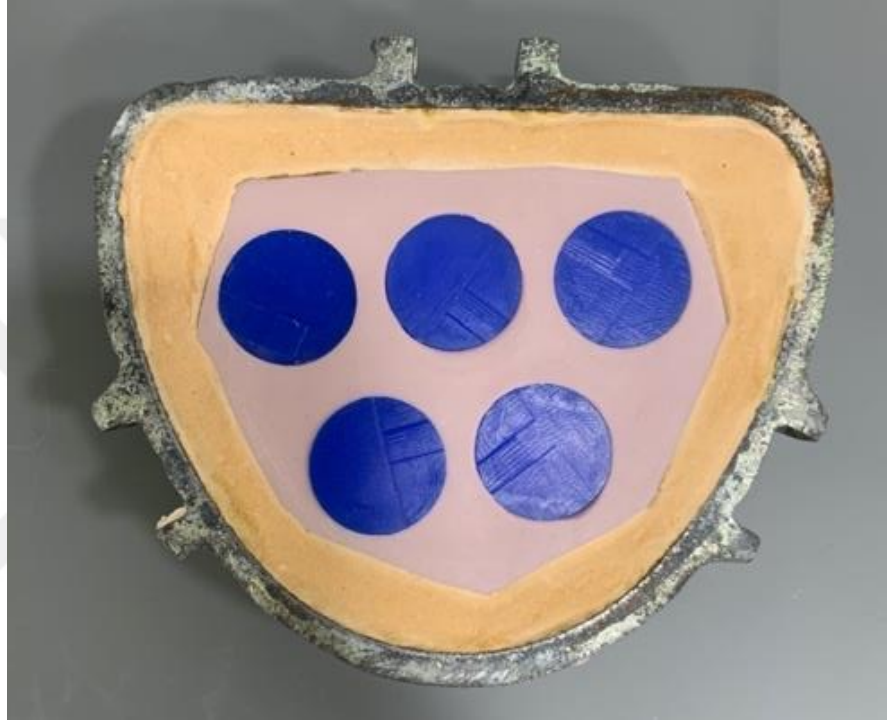


Resim 5.1 Geleneksel üretim yönteminde kullanılan Promolux malzemesi

Konvansiyonel üretim yöntemi olarak basınç ile kalıplama tekniği kullanılmıştır. Çalışmanın kontrol grubu örnekleri bu aşamalarda üretildi;

20 mm çap ve 3 mm kalınlıkta disk şekli mum bloktan kazınarak elde edildi. Muflaya uygun model kalıbının içine laboratuvar tipi kondensasyon silikon (Zetalabor, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) yerleştirildi. Hızlıca mum şablonlar silikon içine gömüldü. Bu kalıp tip 4 sert alçı (Fujirock EP; GC Europe, Leuven, Belçika) dökülerek izole edilen muflaya yerleştirildi.

İzole edilmiş mufla kalıpları tip 2 sert alçı dökülerek kapağı kapatıldı. İlk olarak brittle sonrasında hidrolik pres altında uygun basınçla sıkıştırıldı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda hızlı akrilik polimerizasyonunda, 70 ° C de 20 dakika ısı banyosunda bekletildi. Bu süre sonunda kapakları açılan mufla kalıbı aynı sıcaklıkta suyla yıkanarak mum elimine edildi.



Resim 5.2 Basınçla Kalıplama ile Akrilik Tepimi

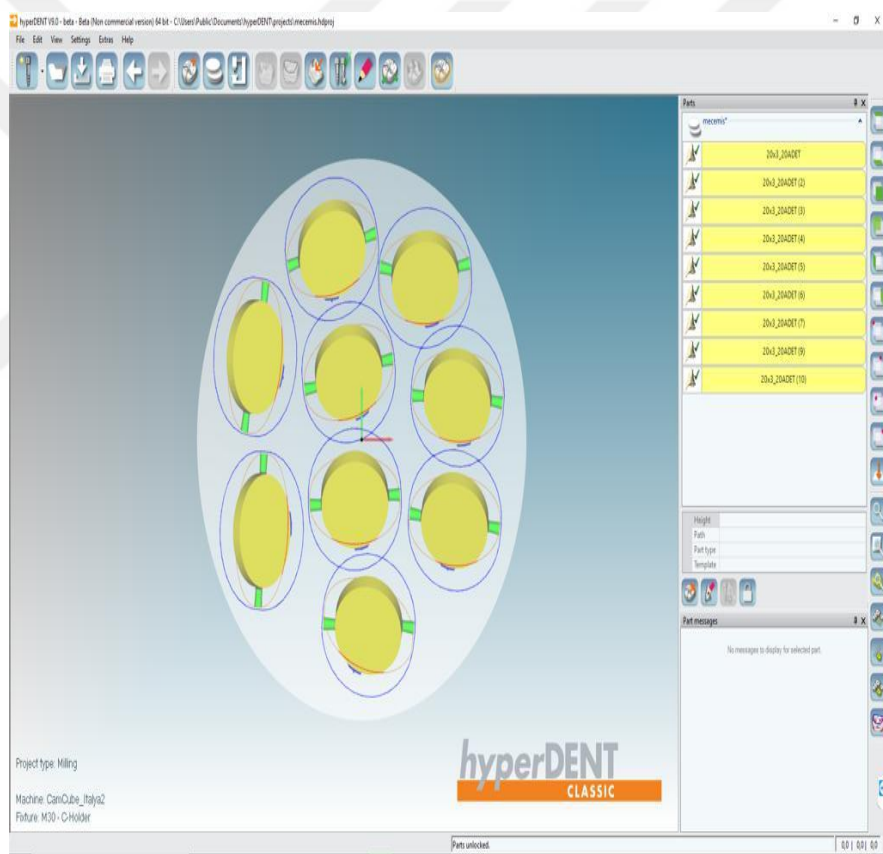
Sert alçı model içerisinde yeri boşalan şablona; ısıyla polimerize olan akrilik (Promolux HC, Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya) bir ölçek monomer, üç ölçek polimer oranı sağlanacak şekilde karıştırıldı ve tepildi. Muflaların kapağı kapatılarak uygun basınçla brittle ve hidrolik pres altında sıkıldı. Polimerize edilmek üzere oda sıcaklığında su bulunan polimerizasyon cihazına (C-11, Ermetal Dental, Ankara, Türkiye) yerleştirildi. Oda sıcaklığından 100° C ye kadar geldikten sonra, 100° C de 30 dakika ısıl işlem uygulandı. Bu sürenin sonunda polimerizasyon cihazından çıkarılan muflaların oda sıcaklığına gelmesi beklendi.

Muflalardan çıkarılan akrilik örneklerin tesviye işlemi yapıldı. 400, 800,1200 ve 1500 gren kalınlığındaki silisyum karbür (SiC) zımpara kağıtlarla yüzey pürüzlülüğü

giderildi. Cilalama prosedürü için geleneksel yöntemle üretilmiş stabilizasyon splinti için olan cilalama prosedürü uygulandı. İlk olarak pomza kullanılarak keçe ile daha sonra alçı tozu ve pamuk disk ile cilalama işlemi yapıldı. Son olarak cila patı (Universal Cilalama Patı, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile parlatma işlemi tamamlanmıştır.

Eksiltmeli Üretim (EKS) Grubu

Eksiltmeli üretim (subtractive manufacturing) yönteminde; Exocad (exocad GmbH, Germany) programında 20 mm çapında 3mm kalınlığında disk şeklinde tasarım yapıldı.



Resim 5.3 Eksiltmeli Üretim Örnekleri CAD Programı Görüntüsü



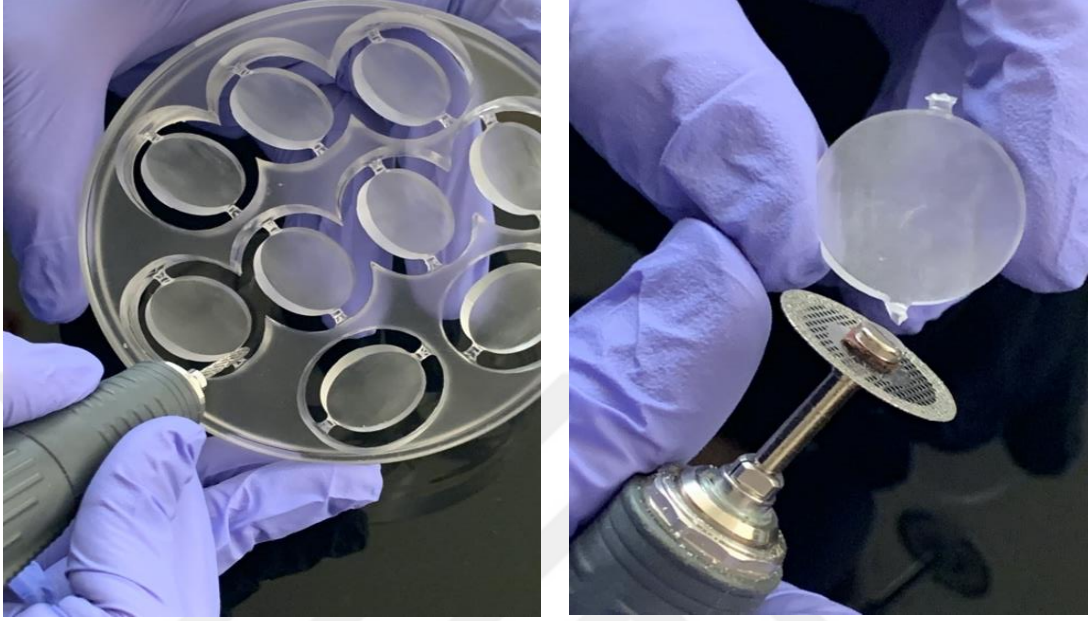
Resim 5.4 Eksiltmeli Üretim Cihazı



Resim 5.5 PMMA blok

Aks hızı, frez konum ve kesme derinliği ayarları seçildi. STL formatındaki tasarım verileri ve üretim komutları 5 akslı (M30, CAMCube, Montreal, Kanada)

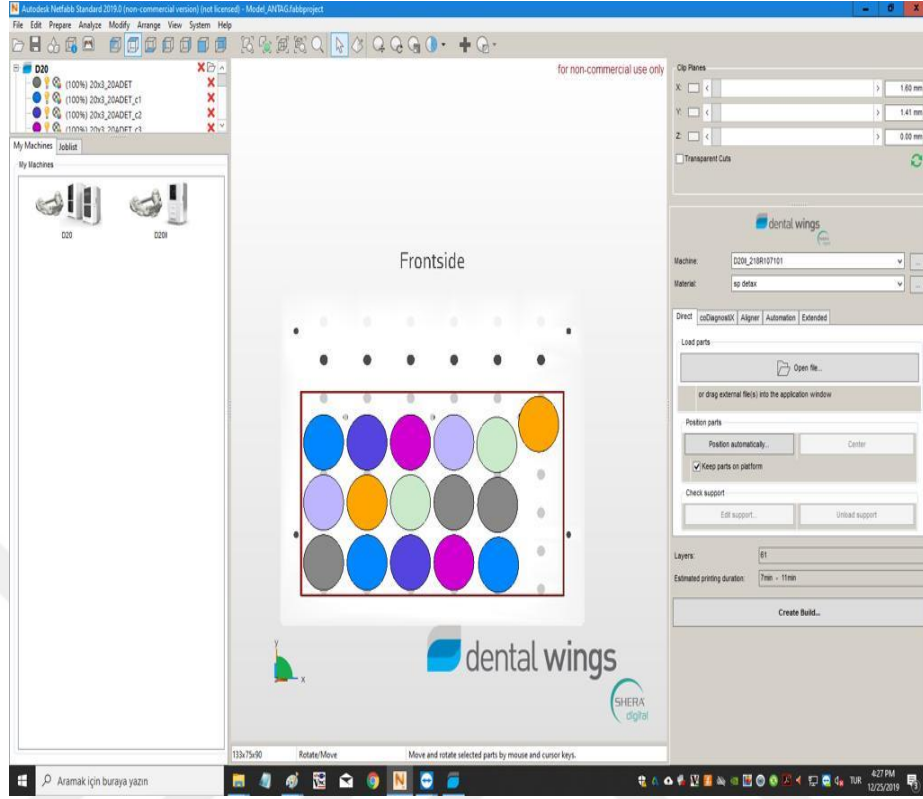
kazıma (milling) cihazına gönderildi. PMMA bloklardan (M-PM Disc, Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya) örnekler kazındı. İnce uçlu metal hard frez yardımıyla blok içinden kazınan örnekler kesilerek çıkarıldı.



Resim 5.6 PMMA blok tesviye işlemi

Delikli separe kullanılarak ara bağlantı yüzeyleri kesildi. 400, 800,1200 ve 1500 gren kalınlığındaki silisyum karbür (SiC) zımpara kağıtlarla yüzey pürüzlülüğü giderildi. Cilalama prosedürü için geleneksel yöntemle üretilmiş stabilizasyon splinti için olan cila prosedürü uygulandı. İlk olarak pomza kullanılarak keçe ile daha sonra alçı tozu ve pamuk disk ile cilalama işlemi yapıldı. Son olarak cila patı (Universal Cilalama Patı, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile parlatma işlemi tamamlanmıştır.

Eklmeli Üretim (EKL) Grubu

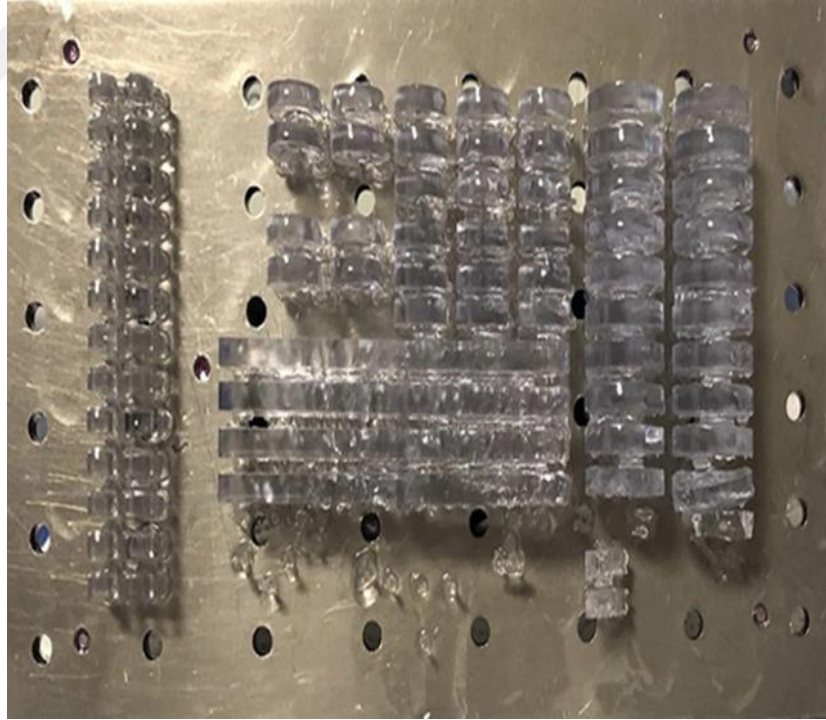


Resim 5.7 Eklmeli Üretim CAD Programı Görüntüsü

Eksiltmeli üretim (additive manufacturing) yönteminde; Exocad (exocad GmbH, Germany) programında 20 mm çapında 3mm kalınlığında disk şeklinde tasarım yapıldı.



Resim 5.8 Eklemeli üretim 3B baskı cihazı ve malzemesi



Resim 5.9 Eklemeli Üretim 3B baskı cihazı örnekleri

DLP (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) üç boyutlu yazıcı fotopolimerize akrilik likid rezini (Freeprint Splint 2.0, DETAX GmbH & Co. KG, Ettlingen,

Almanya) tabaka tabaka sertleştirerek birleştirdi. Fotopolimerize akrilik rezinin önceden tanımlanmış üretim parametreleri x: 1.60 mm ; y: 1.41mm ; tabaka kalınlığı 61 m doğrultusunda tasarım dosyasının üretimi için 7 -11 dakikalık zaman dilimi hesaplandı.

Polimerize olamayan monomer kalıntısı oluşumunu engellemek için ultrasonik temizleyicide %91 isopropanol alkol banyosunda bekletilmiştir.

Polimerizasyonu tamamlamak için örnekler ultraviyole polimerizasyon cihazında (Shera Flash Light Plus) final polimerizasyonuna tabi tutuldu.

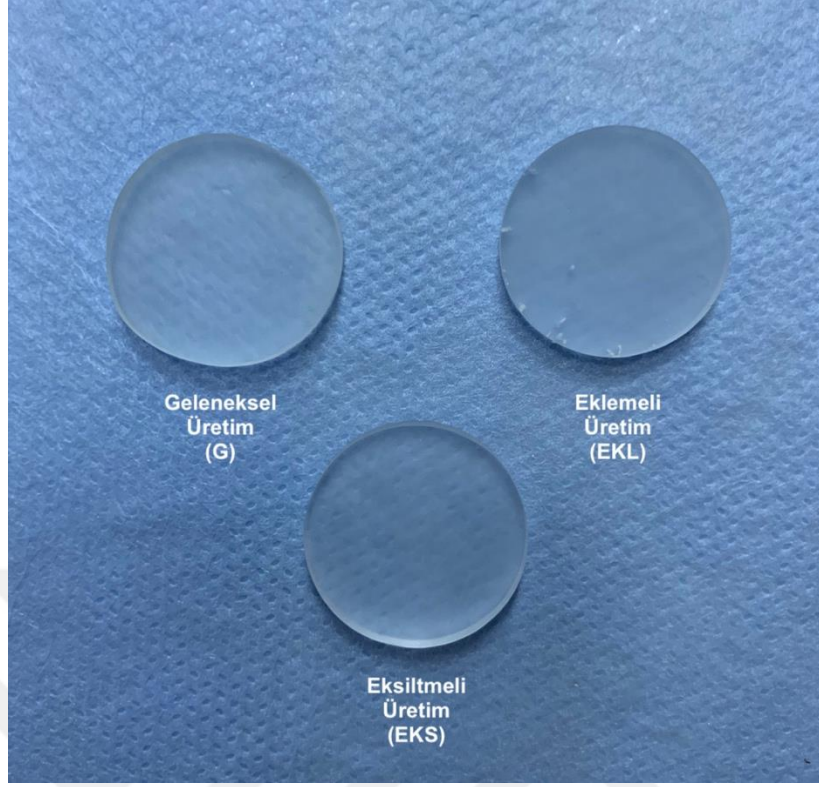


Resim 5.10 Ultraviyole polimerizasyon cihazı

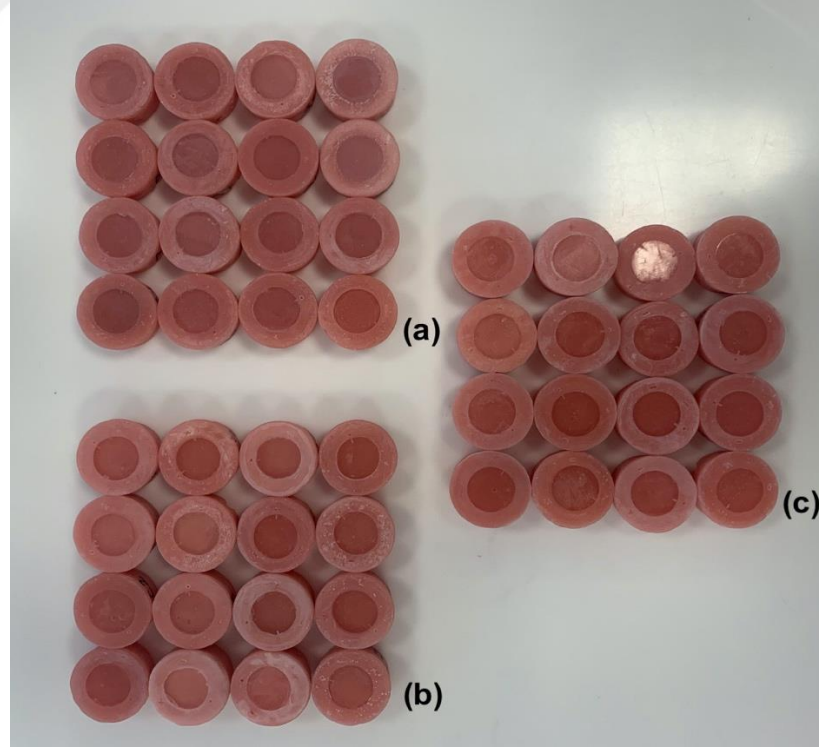


Resim 5.11 Eklemeli üretim UV sonrası örnekler

Üretilen tüm disk şeklindeki örnekler çiğneme simülatörünün test odalarındaki plastik tutuculara otopolimerizan akrilik (Weropress, Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya) dökülerek yerleştirildi. Disklerin çevresinde kalan otopolimerizan akrilik üzerinde üç farklı bölgeden 120 derece açığa sahip olacak şekilde çizgi, nokta, çarpı şekilleri açıldı. Bu noktalar çiğneme simülasyonunda testten önce ve testten sonra yapılacak olan taramaları minimum hatayla eşleştirebilmek için sabit ölçüm noktası olarak referans amacıyla kullanılmıştır.



Resim 5.12 Tüm üretim gruplarına ait örnekler

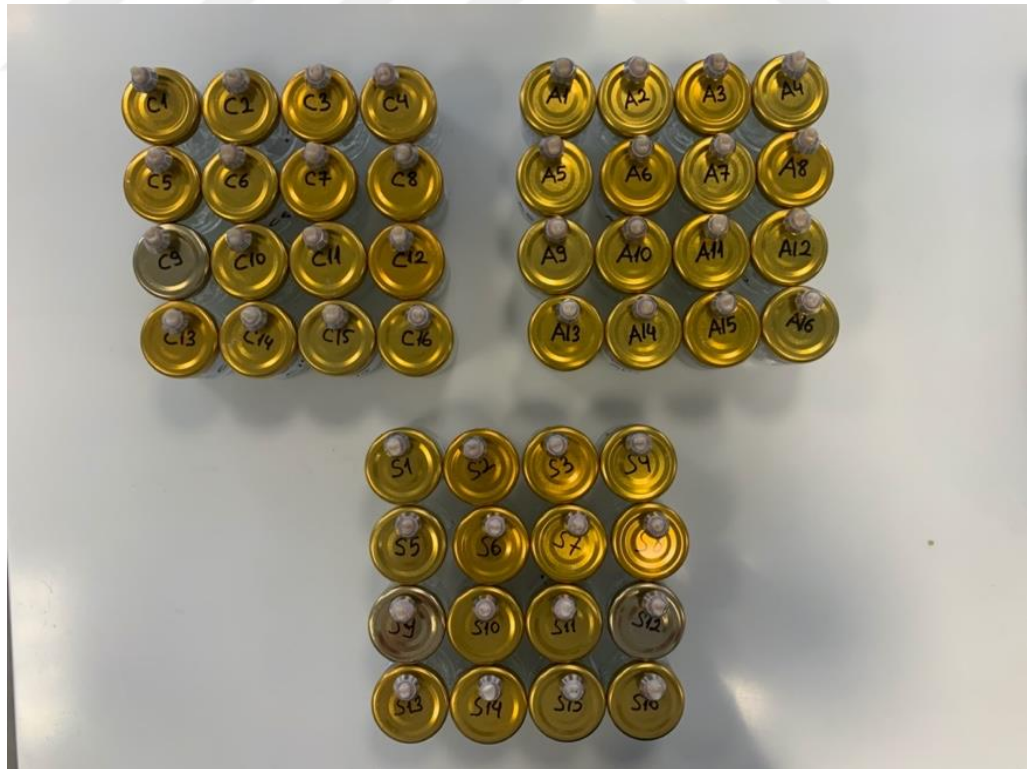


Resim 5.13 (a) Geleneksel Üretim Grubu, (b) Eksiltmeli Üretim Grubu, (c) Eklemeli Üretim Grubu'na ait örneklerin çiğneme simülatörü odalarına yerleştirilmek üzere hazırlanması

5.2. Araştırmada Kullanılan Antagonistlerin Hazırlanması

Çalışmamızda ortodontik amaçlı çekilmiş çürük ve restorasyon bulunmayan, mine tabakası bütünlüğü bulunan premolar dişler antagonist olarak aşınma simülasyonunda kullanılmıştır. Dişler çekildikten sonra serum fizyolojik içerisinde oda sıcaklığında bekletilmiştir. Mine ve sement yüzeyinde bulunan periodontal dokular ve diş taşları kavitron ile temizlenmiştir. Sonrasında fırça frez ve polisaj patı ile polisaj yapılmıştır. Dişlerin tüberkül tepe ve eğimleri 2.4mm çaplı ve 0.6 mm yükseklikteki konik bölgede bulunan sivri yüzeyleri mine sınırlarında kalarak 40 µm ve 8 µm grenlerine sahip iç bükey frezle aşındırılarak kubbe şeklinde standardize edilmiştir.

Daha sonra kole seviyesinin altından 45 derece açıyla elmas separe yardımıyla kesilerek kök kısımları ayrılmıştır. Kron kısmında bukkal tüberküller örneklerle temasta olacak şekilde akrilikle metal antagonist yuvaya yerleştirilmiştir. Otopolimerizan akrilik (Weropress, Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılmıştır.



Resim 5.14 Örneklerin aşınmasında çiğneme simülatöründe kullanılan antagonist dişler

5.3. Örneklerin Lazer Tarayıcı ile Taranması

48 adet disk şeklindeki örnek ve 48 adet metal antagonist yuvaya sabitlenen premolar dişler model tarayıcısı (D1000, 3Shape GmbH, Kopenhag, Danimarka) ile aşınma işlemi öncesi ve sonrası kaybolan madde miktarını belirlemek amacıyla taranmıştır.



Resim 5.15 Çalışmada kullanılan masaüstü tarayıcı



Resim 5.16 Örneklerin tarama görüntüsü

Masaüstü model tarayıcısı 4 adet 5 megapiksel çözünürlüğe sahip kamerasıyla elde ettiği görüntüyü bağlı bulunduğu bilgisayar monitörüne aktarmaktadır. Mavi LED ışığı ile 5 μ m hassasiyette aynı anda çoklu çizgisel tarama mekanizmasına sahiptir. Kameraların taranacak cisimleri algılayabilmesi için disk şeklindeki örnekler 10 cm uzaktan püskürtme açıklığı örneğin merkezinde kalacak şekilde spreyle (Dr. MAT, CAD/CAM scan spray) kaplanmıştır. Tarama verileri STL formatında kaydedilerek numaralandırılmıştır. Bu STL dosyaları başlangıç referans taramalar olarak belirlenmiştir.

5.4. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Alınması

Her bir gruptan birer örnek ve antagonisti belirlenen dişin aşınma işlemi öncesi ve sonrası yüzey özelliklerine dair taramalı elektron mikroskobu SEM (Zeiss EVO® LS 10, NTS, Germany) ile görüntüleri alındı. Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan SEM cihazı kullanılmıştır.



Resim 5.17 Çalışmada kullanılan elektron mikroskobu

5.5. Çiğneme Simülatörü ve Aşınma Testi

Çalışmamızda iki gövde aşınma testi, disk şeklindeki oklüzal splint materyali üzerinde doğal premolar dişin karşıt temasıyla gerçekleştirilmiştir. Eş zamanlı olarak dikey ve yatay hareketleri simüle eden sekiz odalı çiğneme simülatörü (CS-4, SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Germany) kullanılmıştır.



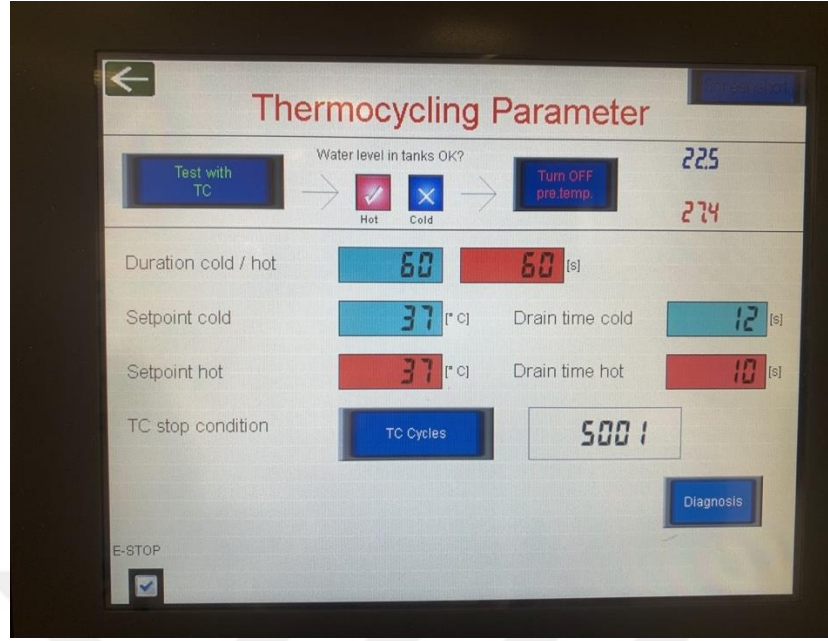
Resim 5.18 Çalışmada kullanılan çiğneme simülatörü

Dual akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen, çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir cihazdır. Sekiz adet plastik örnek tutucusu ve bu tutucuları çevreleyen sıvı haznesi bulunmaktadır.

Test edilecek örnekler kendiliğinden polimerize olabilen akrilik (Weropress, Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya) malzemeyle plastik tutucular içine yerleştirilmiştir. Antagonist tutucuya mine bütünlüğü bulunan premolar dişler aynı akrilik malzemeyle yerleştirilip üst bölmeye vidalanmıştır.

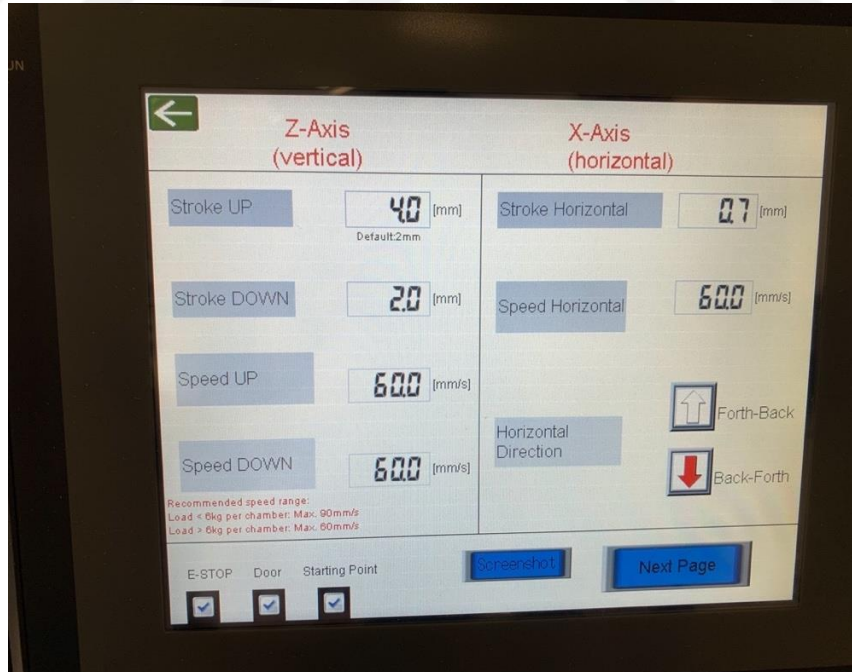


Resim 5.19 Çiğneme simülatöründe test edilen örnek ve premolar diş teması



Resim 5.20 Termal siklus parametreleri

Test haznelerine 37 derecelik distile su her 60 saniyede bir doldurulmak ve tahliye edilmek üzere eklenerek sisteme termal siklus uygulanmıştır.



Resim 5.21 Çiğneme simülatörü Parametreleri

Tüm gruplara ait örnekler 70 N'luk yüklemeye tabii tutulmuştur. Döngü sırasında antagonist bölümüne konulan doğal dişlerin dikey hareket miktarı 4mm ve yatay hareketi 0.7 mm olarak ayarlanmıştır. Klinik olarak 6 aylık aşınmaya tekabül eden 120.000 döngü sayısı örnekler üzerine uygulanmıştır. Kullanılan dual akışlı çığneme simülatörünün çalışmamızdaki değerleri şöyledir:

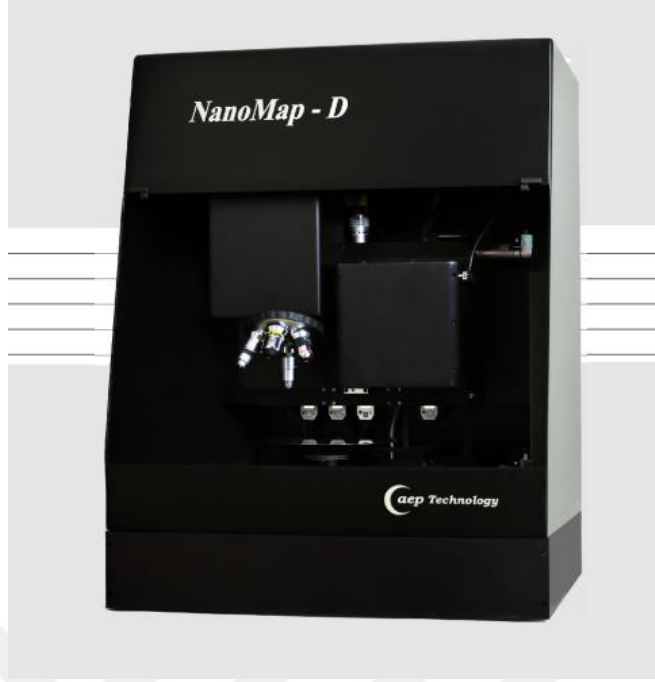
Tablo 5.2 Çığneme Simülatörü Parametreleri

<i>Yatay Hareket Miktarı</i>	0,7 mm
<i>Dikey Hareket Miktarı</i>	4 mm
<i>İlerleme Hızı</i>	60 mm/ sn
<i>Gerileme Hızı</i>	60 mm/sn
<i>Döngü Frekansı</i>	1.1 Hz
<i>Döngü sayısı</i>	120.000
<i>Kuvvet</i>	70 N

Bu aşınma simülasyonu Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

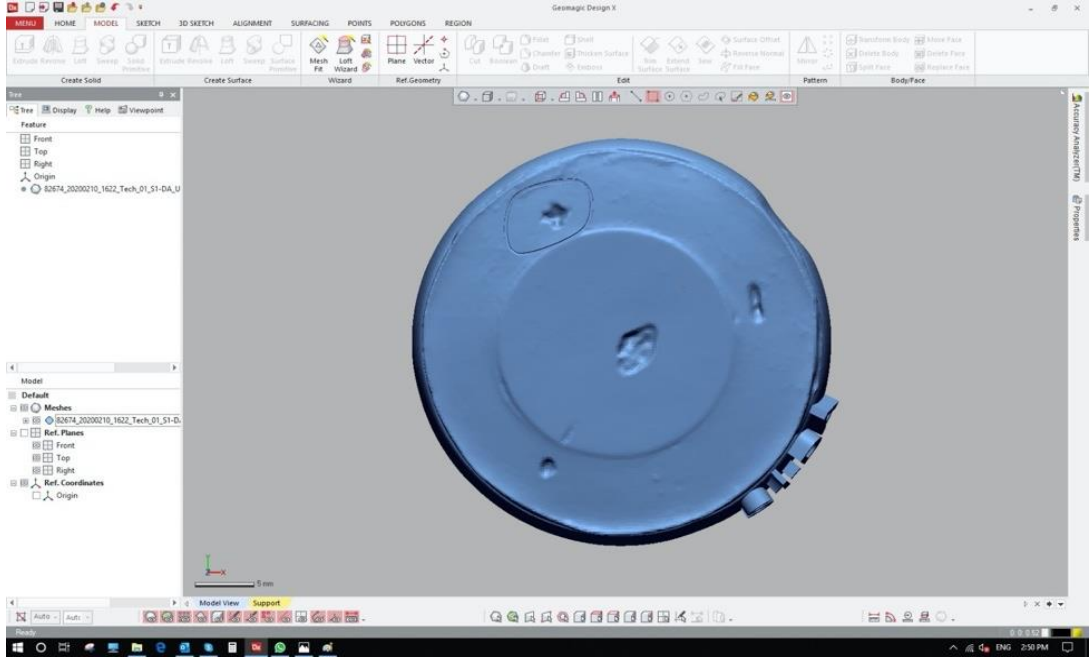
5.6. Örneklerin 3-B Optik Profilometre Görüntülerinin Alınması

Her bir gün gruptan ortalama değerlere en yakın aşınmayı gösteren örneklerin 3 boyutlu optik profilometre ile (AEP Technology, Nanomap 1000WLI, California, ABD) yüzey pürüzlülüğü ölçüldü. 2 boyutlu ve 3 boyutlu yüzey topografisi tarandı.



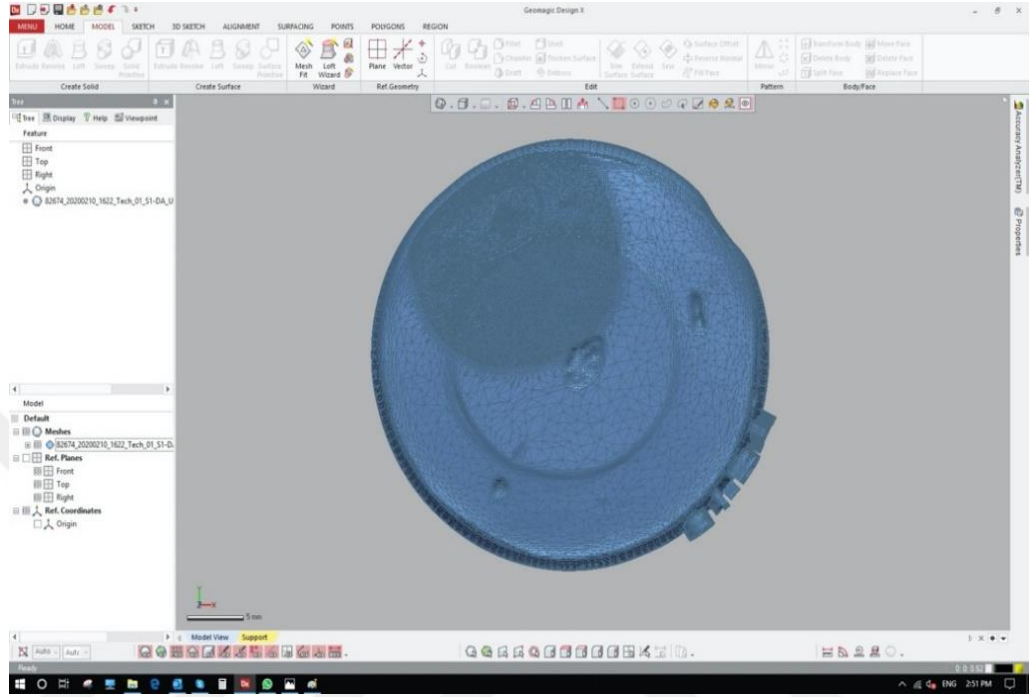
Resim 5.22 Çalışmada kullanılan 3B Optik Profilometre

5.7. Aşınma Testi Ölçümleri



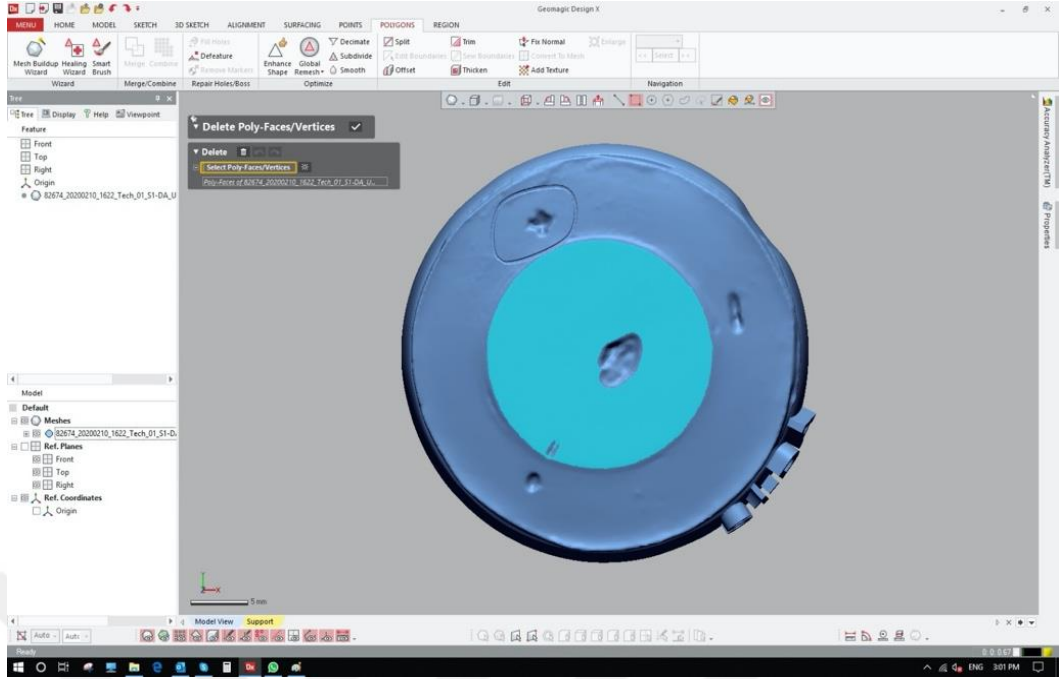
Resim 5.23 Geomagic Design X 2019.0.3 programına STL dosyasının aktarılması

Her bir STL dosyası verileri tersine mühendislik programı (Geomagic Design X 2019.0.3) programı kullanılarak katmanlara bölündü.



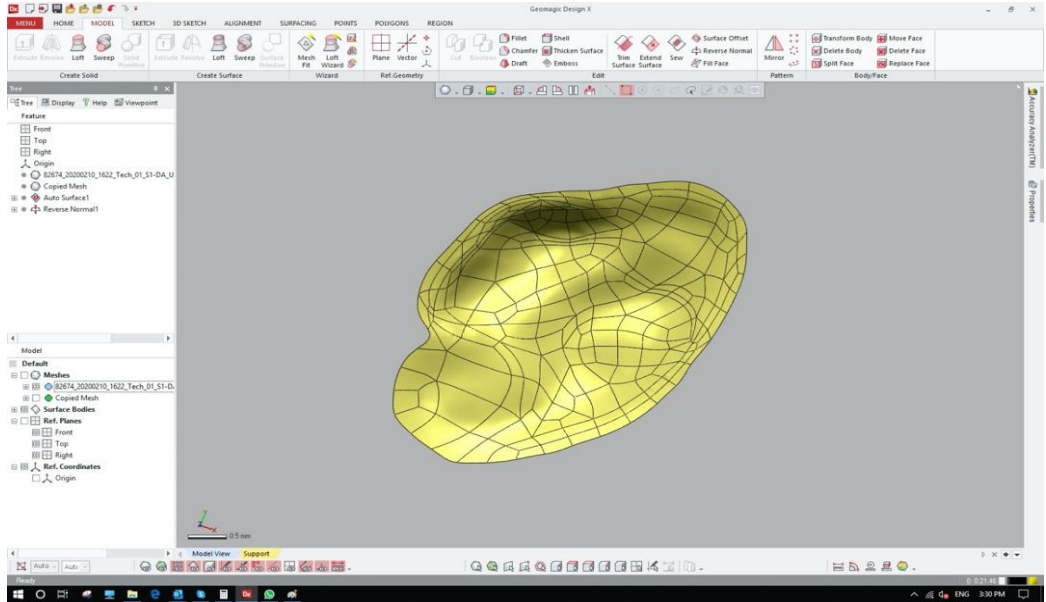
Resim 5.24 Geomagic Design X 2019.0.3 programında örneğin katmanlara ayrılması

Bu katmanların oluşturulabilmesi için gerekli iş akışı bilgisi programın komutlarıyla elde edildi. Öncelikli olarak seçilen STL dosyası programın içine aktarıldı.



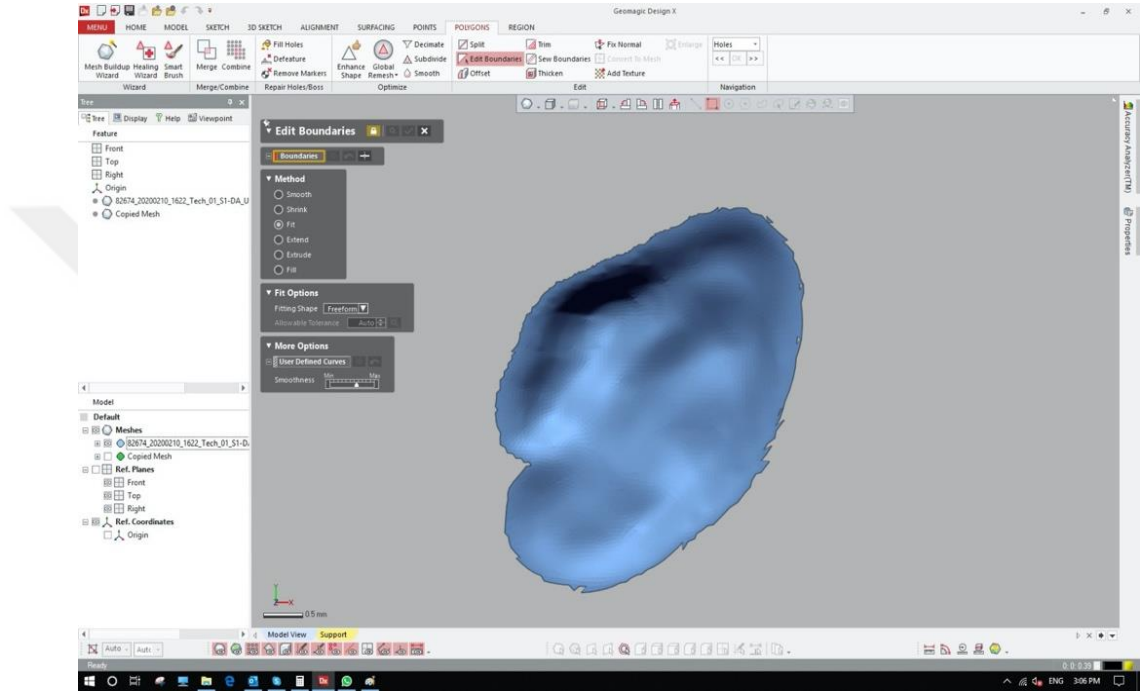
Resim 5.25 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan bölgenin etrafındaki geometrinin hesaplanması

Eşleştirme noktalarından bir tanesi seçilerek akrilik kütle katmanlara ayrıldı. Buradan 3 boyutlu nesnenin tüm yüzelerinin yeniden oluşturulduğu ve katmanlandığı bir örgü (mesh) oluşturulmaya başlandı.



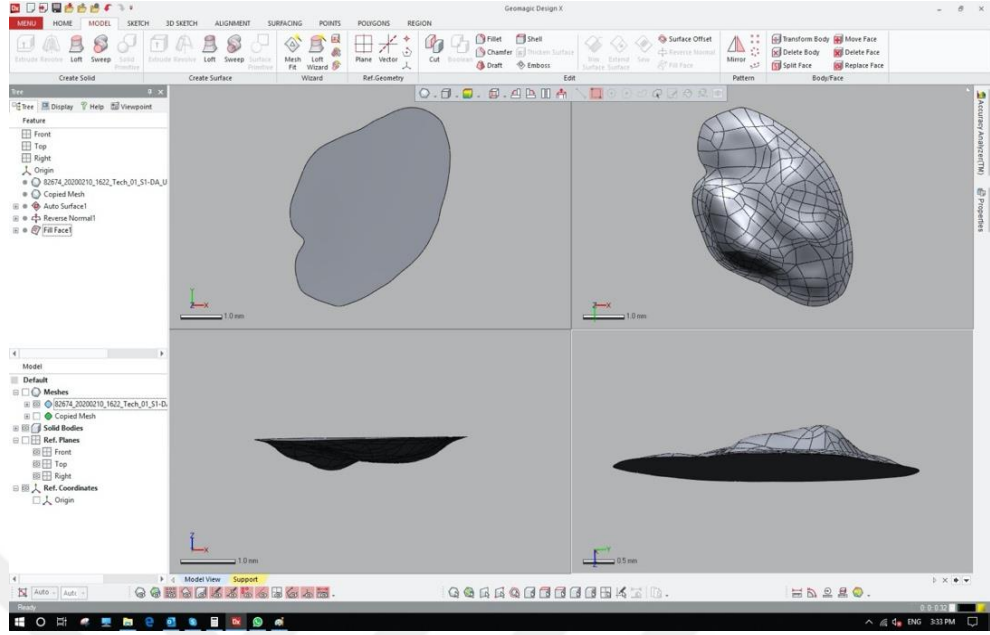
Resim 5.26 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan bölgenin katmanlara ayrılarak örgü oluşturulması

Bir sonraki adımda kütlenin ortasında bulunan disk şekilli akrilik örnek üzerinde bir bölge seçilerek bu alanın verileri genişletildi. Çevresinde bulunan ölçüme dahil edilmeyecek olan kütle seçilerek silindi ve çıkarıldı.



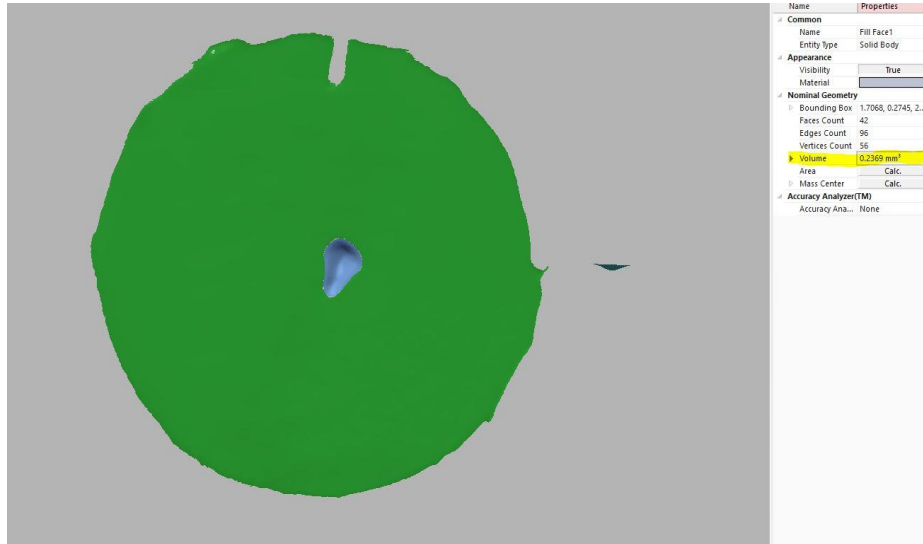
Resim 5.27 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan bölgenin çıkarılması

Test edilen akrilik disk üzerindeki aşınmadan dolayı oluşan iç bükey alan sınırları ve derinliği “autosurface” komutundan “patch” adı verilen yüzey bağlantıları diskin geometrisine en uygun algoritmik hesaplamayla oluşturuldu.



Resim 5.28 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan bölgenin geometrisinin hesaplanması

Ortaya çıkan bu örgü verisi orijinal STL verisiyle eşleştiginde test örneğinin tamamında aşınmayan bölgeler ile aşınan bölgeler arasında fark bulundu.



Resim 5.29 Geomagic Design X 2019.0.3 programında aşınan hacmin hesaplanması

5.8.İstatistiksel Analiz

Veriler bilgisayarda istatistiksel analiz programı (SPSS 25.0, Statistical Packages of Social Sciences, IBM, ABD) programı kullanılarak analiz edildi. Açıklayıcı istatistikler sürekli değişkenler için ortalama \pm standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değer şeklinde gösterildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilks testi ile değerlendirildi. Normal dağılıma uymayan değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmasında Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.



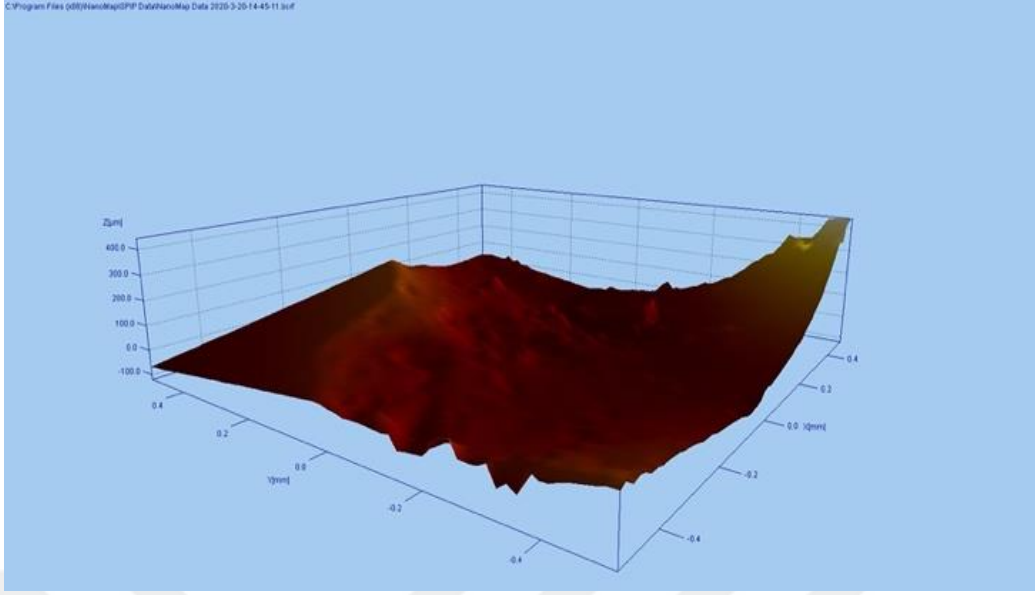
6. BULGULAR

6.1. Geleneksel (G) Üretim Grubunun Aşınma Değerleri

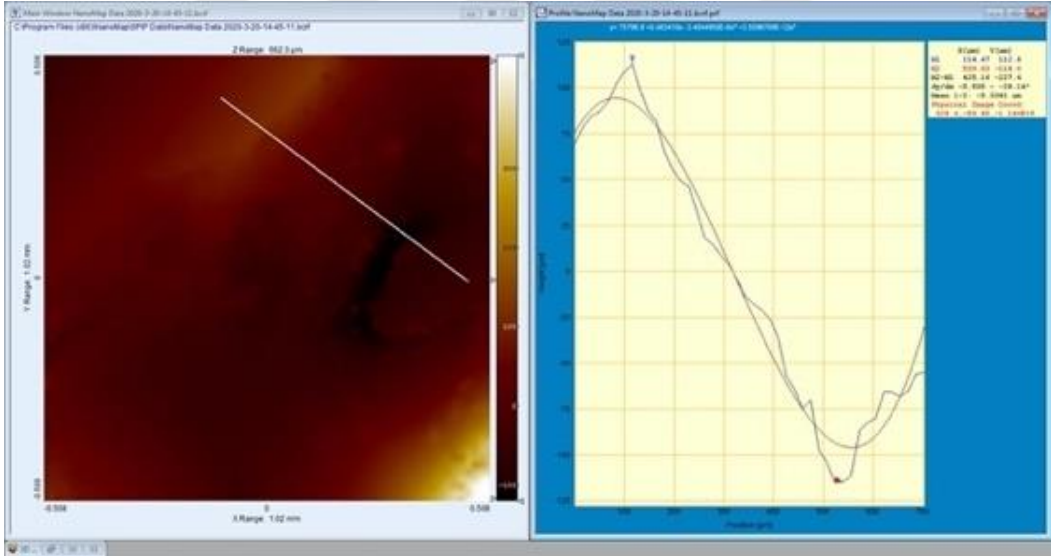
Bu çalışmada geleneksel (G) üretim grubunda 16 örnek bulunmaktadır. G üretim grubunda minimum aşınma miktarı 0,077 mm³ iken maksimum aşınma miktarı 0,784 mm³ 'tür. G grubunda ortalama aşınma miktarı 0,307 ±0,197 mm³'tür (%95 güven aralığı: 0,202346-0,412416). Tablo 6.1'de geleneksel gruba ait veriler görülmektedir. Resim 6.1'de geleneksel grubun aşınma sonrası 3B'lu, Resim 6.2'te geleneksel grubun aşınma sonrası 2B'lu optik profilometre görüntüsü görülmektedir. Resim 6.3'te geleneksel üretim grubunun 100X büyütmede taramalı elektron mikroskopundaki aşınma görüntüsü görülmektedir.

Tablo 6.1 Geleneksel üretim grubunun aşınma miktarları

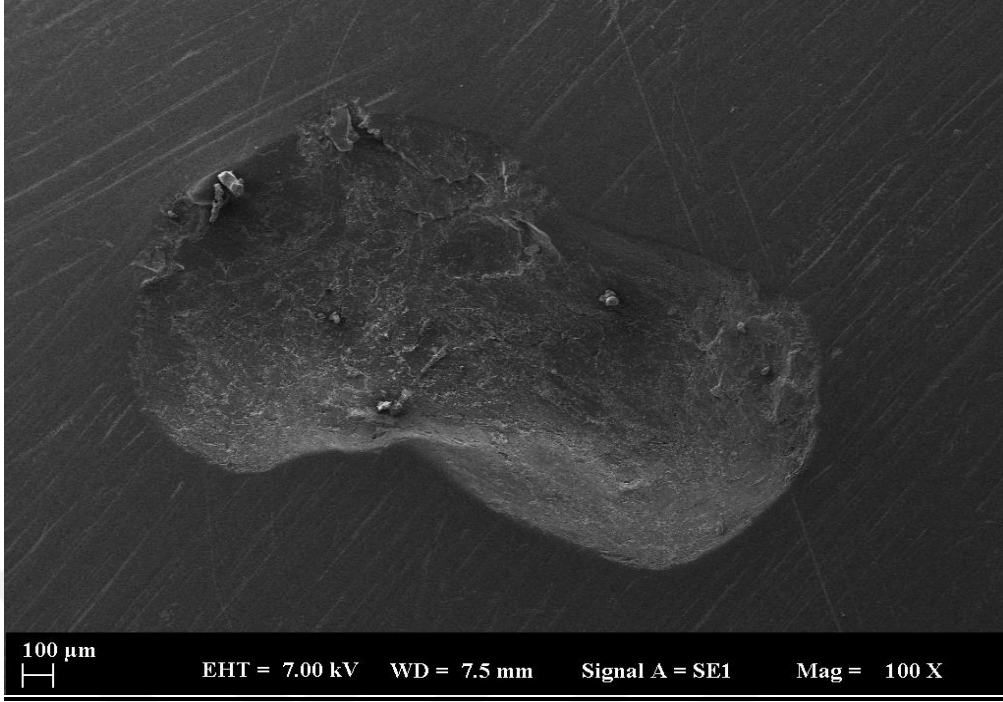
Geleneksel (G)	
n	16
Ortalama	0,307
Standart sapma	0,197
Ortanca	0,302
Ortalama standart hata	0,0493
Minimum	0,0770
Maximum	0,784
%95 güven aralıkları	
Alt sınır	0,202346
Üst sınır	0,412416



Resim 6.1 Geleneksel üretim grubu 3B optik profilometre görüntüsü



Resim 6.2 Geleneksel üretim grubu 2B optik profilometre görüntüsü



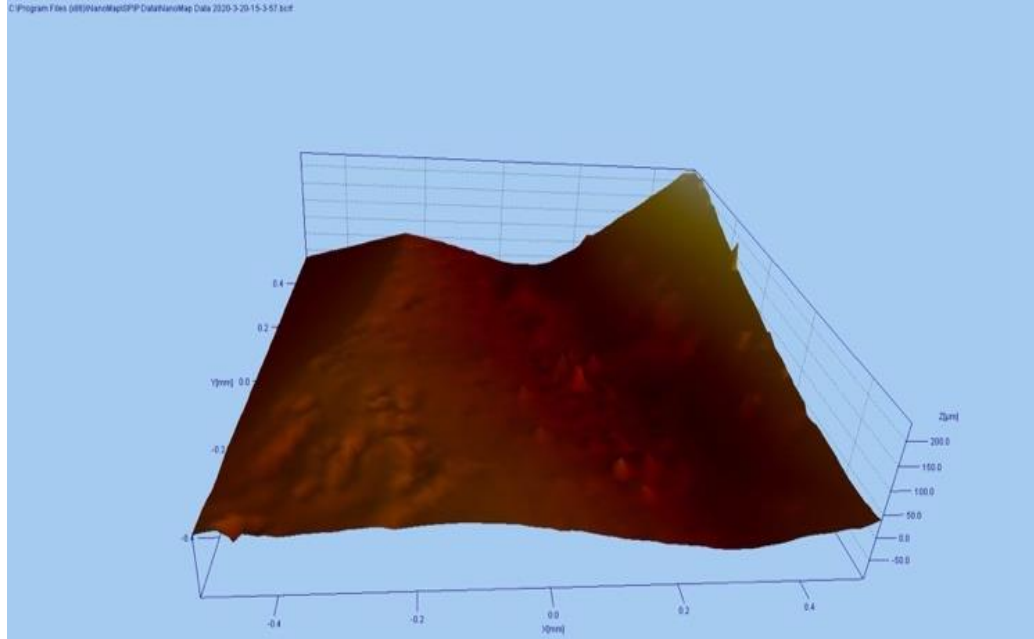
Resim 6.3 Geleneksel üretim grubu 100X büyütmede aşınma görüntüsü

6.2. Eksiltmeli (EKS) Üretim Grubunun Aşınma Değerleri

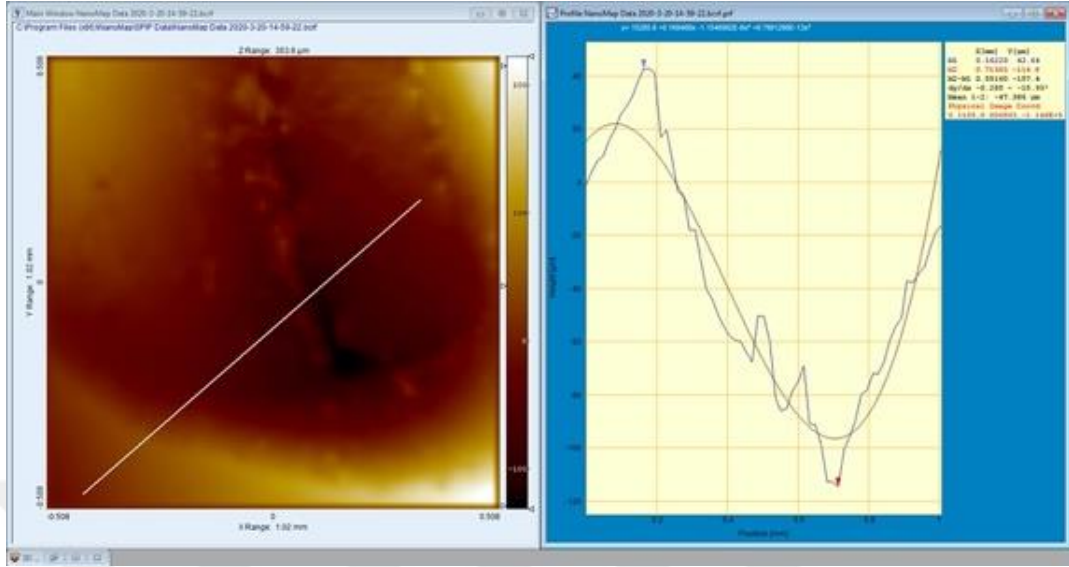
Bu çalışmada eksiltmeli (EKS) üretim grubunda 16 örnek bulunmaktadır. EKS üretim grubunda minimum aşınma miktarı $0,023 \text{ mm}^3$ iken maksimum aşınma miktarı $0,630 \text{ mm}^3$ 'tür. EKS grubunda ortalama aşınma miktarı $0,249 \pm 0,191 \text{ mm}^3$ 'tür (%95 güven aralığı: $0,147606-0,350844$). Tablo 6.2'de eksiltmeli gruba ait veriler görülmektedir. Resim 6.4'te eksiltmeli grubun aşınma sonrası 3B'lu, Resim 6.5'te eksiltmeli grubun aşınma sonrası 2B'lu optik profilometre görüntüsü görülmektedir. Resim 6.6'da eksiltmeli üretim grubunun 100X büyütmede taramalı elektron mikroskopundaki aşınma görüntüsü görülmektedir.

Tablo 6.2 Eksiltmeli Üretim Grubunun aşınma miktarları
Eksiltmeli (EKS)

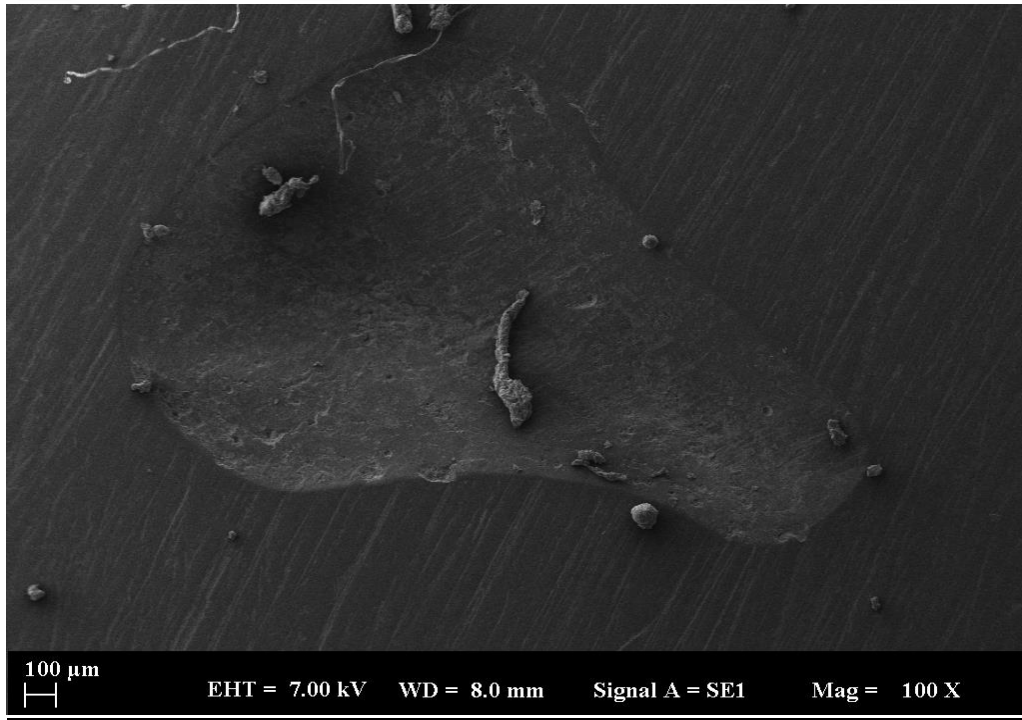
n	16
Ortalama	0,249
Standart sapma	0,191
Ortanca	0,227
Ortalama standart hata	0,0477
Minimum	0,0230
Maximum	0,630
%95 güven aralıkları	
Alt sınır	0,147606
Üst sınır	0,350844



Resim 6.4 Eksiltmeli üretim grubu 3B optik profilometre görüntüsü



Resim 6.5 Eksiltmeli üretim grubu 2B optik profilometre görüntüsü



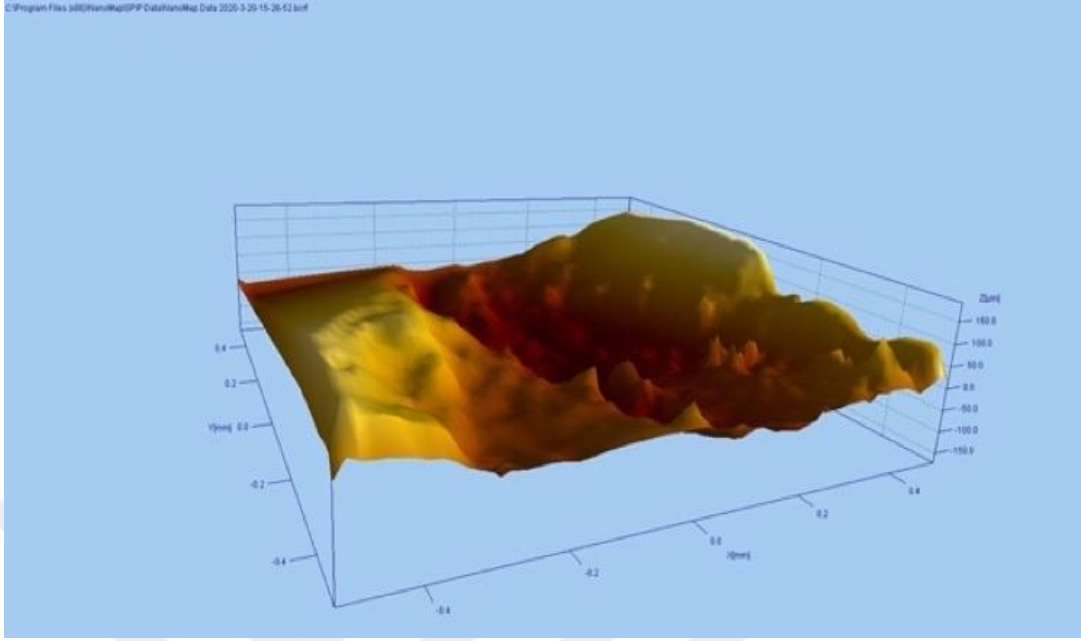
Resim 6.6 Eksiltmeli üretim grubu 100X büyütmede aşınma görüntüsü

6.3.Eklemeli (EKL) Üretim Grubunun Aşınma Değerleri

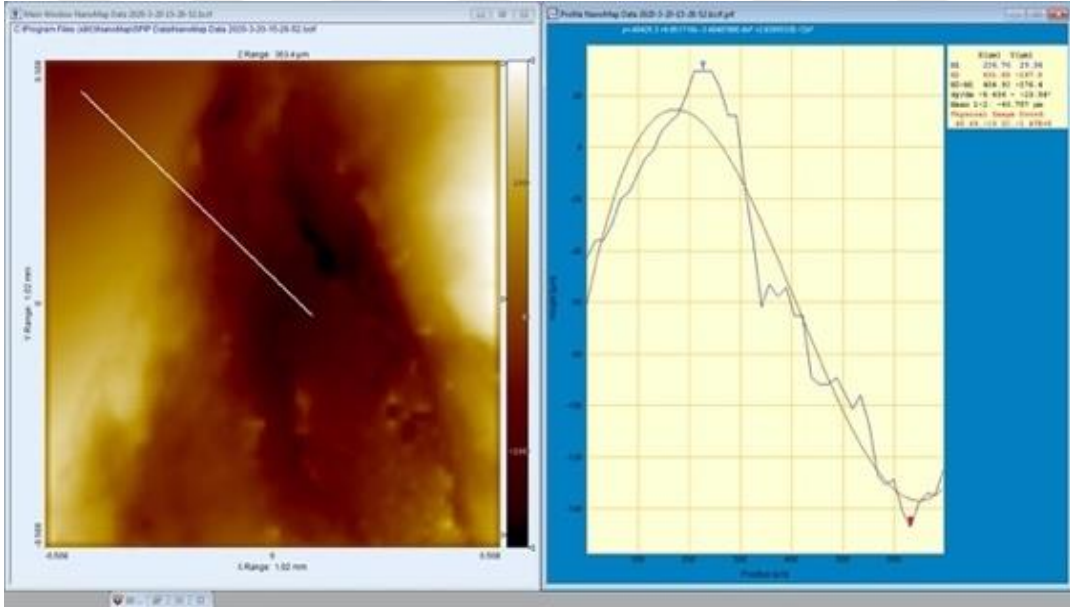
Bu çalışmada eklemeli (EKL) üretim grubunda 16 örnek bulunmaktadır. EKL üretim grubunda minimum aşınma miktarı 0,0921 mm³ iken maksimum aşınma miktarı 0,0595 mm³ 'tür. EKL grubunda ortalama aşınma miktarı 0,398 ±0,368 mm³'tür (%95 güven aralığı: 0,147606-0,350844). Tablo 6.3'te eklemeli gruba ait veriler görülmektedir. Resim 6.7'de eklemeli grubun aşınma sonrası 3B'lu, Resim 6.8'de eklemeli grubun aşınma sonrası 2B'lu optik profilometre görüntüsü görülmektedir. Resim 6.9'da eklemeli üretim grubunun 100X büyütmede taramalı elektron mikroskobundaki aşınma görüntüsü görülmektedir.

Tablo 6.3 Eklemeli üretim grubunun aşınma miktarları

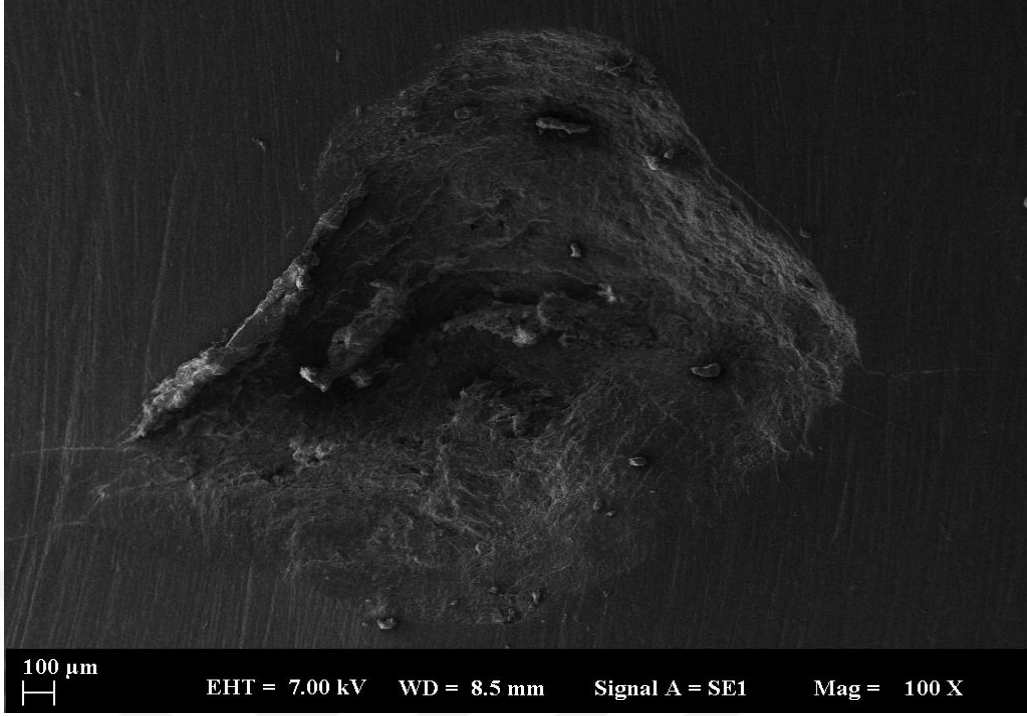
Eklemeli (EKL)	
n	16
Ortalama	0,398
Standart sapma	0,368
Ortanca	0,240
Ortalama standart hata	0,0921
Minimum	0,0595
Maximum	1,18
%95 güven aralıkları	
Alt sınır	0,201908
Üst sınır	0,594542



Resim 6.7 Eklemeli üretim grubu 3B optik profilometre görüntüsü



Resim 6.8 Eklemeli üretim grubu 2B optik profilometre görüntüsü



Resim 6.9 Eklemeli üretim grubu 100X büyütmede aşınma görüntüsü

6.4. Grupların Karşılaştırılması

Gruplara ait normalite testleri verileri Tablo 6.4’te görülmektedir. Hem Shapiro-Wilk hem de Kolmogorov-Smirnov testlerine göre grupların normal dağılımına bakılmıştır. Örnek sayısı 30’un altında olması nedeniyle Shapiro-Wilk testine göre grupların normal dağılımı belirlenmiştir. EKL grubunda aşınma verilerinin Shapiro-Wilk testine göre normal dağılım göstermediği görülmektedir.

Tablo 6.4 Grupların normalite test verileri

		<i>P</i>
Geleneksel (G)	Shapiro-Wilk	0.160
	Kolmogorov-Smirnov	0.724
Eksiltmeli (EKS)	Shapiro-Wilk	0.135
	Kolmogorov-Smirnov	0.632
Eklemeli (EKL)	Shapiro-Wilk	0.005
	Kolmogorov-Smirnov	0.392

G grubunda ortalama aşınma miktarı $0,307 \pm 0,197 \text{ mm}^3$, EKS grubunda ortalama aşınma miktarı $0,249 \pm 0,191 \text{ mm}^3$ ve EKL grubunda ortalama aşınma miktarı $0,398 \pm 0,368 \text{ mm}^3$ 'tür. (Tablo 6.5) Üretim yöntemlerine ait materyal aşınması en düşükten en yükseğe sırayla EKS, G ve EKL grupları olacak şekildedir. G, EKS ve EKL grupları arasında hacim türünden aşınma miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($P=0,536$). Gruplar ikili olarak değerlendirildiklerinde G ve EKS grupları arasında ($P=1,000$), G ve EKL grupları arasında ($P=1,000$) ve EKS ve EKL grupları arasında ($P=1,000$) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (Tablo 6.6).

Tablo 6.5 Grupların ortalama aşınma miktarları

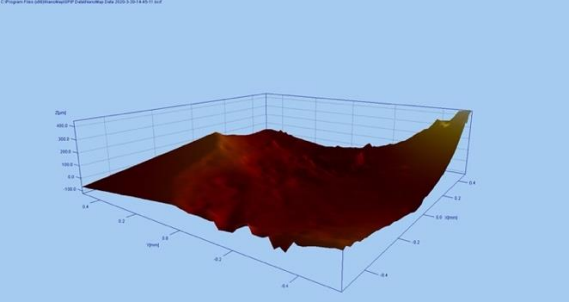
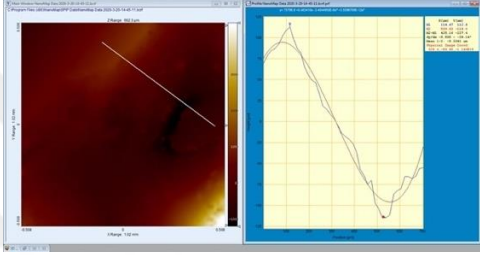
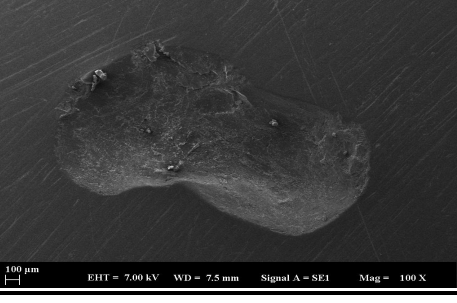
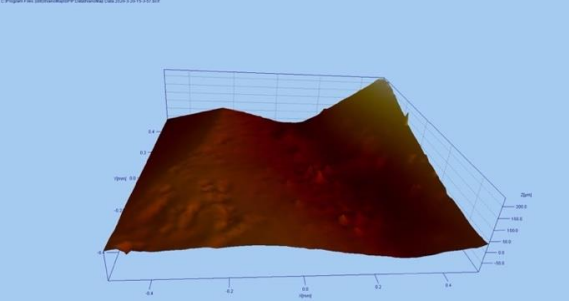
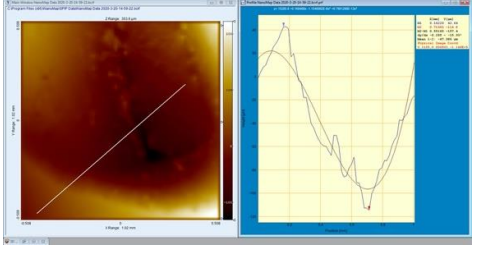
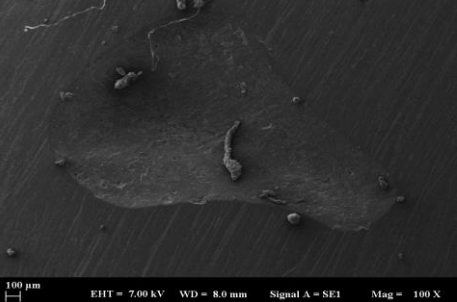
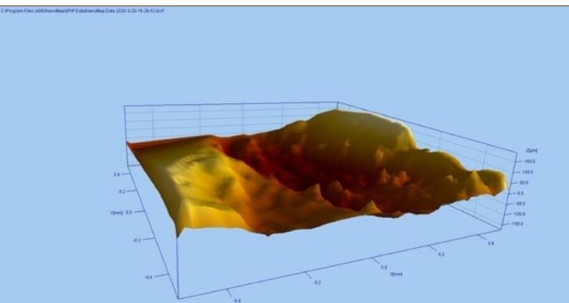
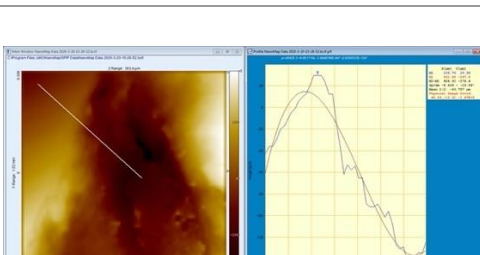
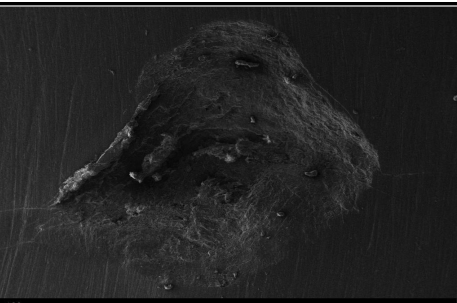
	Geleneksel (G)	Eksiltmeli (EKS)	Eklemeli (EKL)
N	16	16	16
Ortalama	0,307	0,249	0,398
Standart sapma	0,197	0,191	0,368
Ortanca	0,302	0,227	0,240
Ortalama standart hata	0,0493	0,0477	0,0921
Minimum	0,0770	0,0230	0,0595
Maximum	0,784	0,630	1,18
Ortalama için %95 güven aralıkları	0,202346	0,147606	0,201908
Alt sınır	0,412416	0,350844	0,594542
Üst sınır			

Tablo 6.6 Tüm gruplar arası hacim türünden aşınma miktarı kıyaslaması (Kruskal Wallis test, $P < 0,05$), 2 ikili gruplar arası hacim türünden aşınma miktarı kıyaslaması (Bonferroni düzeltmesi uygulanmış Mann-Whitney u testi)

TÜM GRUPLAR¹	P	İKİLİ GRUPLAR²	P
G-EKS-EKL	0.536	G-EKS	1.000
		G-EKS	1.000
		EKS-EKL	1.000

Aşınma testi sonrası optik profilometre ve taramalı elektron mikroskobu görüntülerinde yer alan çeşitli düzensizlikler, çukurlar, vadiler ve homojen olmayan bölgeler kaybolan hacimsel bölgelerin yüzey özellikleri hakkında bilgi vermektedir. Tabakalı üretim yöntemi aşınma sonrası diğer gruplara göre en düzensiz, çıkıntılı, pürüzlü yüzey özelliklerini göstermektedir. Matriksten kopan partiküllerin hem aşınmış hem de aşınmamış bölgelerde yüzeye adezyonu görülmektedir. Eksiltme ve konvansiyonel yöntemde partiküllerin daha homojen olarak birleştiği görülmektedir. Eksiltme yönteminde sığ vadiler, çukurlar, çizikler görülürken konvansiyonel yöntemde yüzeyden sıyrılan kıvrımlar gözlemlenmektedir (Tablo 6.7).



	3B'lu optik profilometre görüntüsü	2B'lu optik profilometre görüntüsü	100X büyütmede SEM görüntüsü
GELENEKSEL (G)			 100 µm EHT = 7.00 kV WD = 7.5 mm Signal A = SE1 Mag = 100 X
EKSİLTMELİ (EKS)			 100 µm EHT = 7.00 kV WD = 8.0 mm Signal A = SE1 Mag = 100 X
EKLEMELİ (EKL)			 100 µm EHT = 7.00 kV WD = 8.5 mm Signal A = SE1 Mag = 100 X

Tablo 6.7 Örneklerin 3B'lu, 2B'lu optik profilometre ve 100X büyütmede taramalı elektron mikroskobu görüntüleri

7. TARTIŞMA

Bruksizm ve ağrılı temporomandibular rahatsızlıkların tedavisinde oklüzal splint kullanımı uzun yıllardır başarılı bir tedavi seçeneği olarak görülmektedir (24,121,122). Farklı tasarımlarda oklüzal splint uygulamaları içinde stabilizasyon splinti bruksizm, çiğneme kas ağrıları ve temporomandibular eklem ağrılarının tedavisinde altın standart bir tedavi olarak kabul edilmektedir. Bruksizmde tedavinin amacı, diş sıkma ve gıcırdatma sırasında eş zamanlı ve dengeli kuvvet dağılımı sağlanarak dişleri atrizyona karşı korumak, tempormandibular eklem ve kas ağrılarında ise ağrıyı azaltmaktır. Ağrının azalması, splintin oklüzal dikey boyutu değiştirmesiyle birlikte gerçekleşen, kondillerdeki pozisyonel, çiğneme kaslarındaki fonksiyonel değişikliklerden kaynaklanır (123).

Algabri ve ark meta-analiz çalışmalarında, CAD / CAM oklüzal splintlerin geleneksel oklüzal splintlere göre temporomandibular eklemde ağrı, yüz kaslarındaki gerilim ve ağız içi uyumlandırma süresi incelemelerinde istatistiksel olarak belirgin azalma gösterdiklerini ortaya koymuştur (124).

Geleneksel üretim yöntemleri, ağız içi aljinat ölçü, alçı model dökümü, mum modelaj, mum modelajın akrilikle yer değiştirmesi, tesviye, artikülatöre bağlanma, oklüzal temasların ayarlanması, bitim ve polisaj işlemlerini kapsar. Üretimin her aşamasında ölçü, alçı, akrilik malzemeler ve manipülasyon koşullarından kaynaklanan büzülme ve genleşme mekanizmaları kaybolan zamana, artan maliyete dönüşebilmekte ve splintin kalitesini teknisyenin becerisi ve tecrübesine bağımlı hale getirmektedir (74).

Günümüzde bilgisayar destekli üretim uygulamalarında tarama teknolojisi, tasarım yazılımları, üretim sistemleri ve malzemelerin sürekli geliştirilmesi üretim hassasiyetini arttırmakta ve kullanımını kolaylaştırmaktadır. Üretimin otomatik ve standart prosedürler halinde yapılması üretim süresini ve maliyetini düşürmektedir. Eksiltmeli üretim yöntemi diş hekimliğinde en sıklıkla uygulanan bilgisayar destekli üretim protokolüdür. Homojen yapıda, yüksek oklüzal yüklere dayanıklı, endüstriyel olarak polimerize edilen blok malzemeler ile yüksek kalitede, hassas restorasyonların üretimi yapılmaktadır. Eklemeli üretim yöntemleri ise çok karmaşık yapıdaki

geometrileri atık malzeme oluşturmada, eksiltmeli yöntemle göre daha hızlı üretim imkanı sağlar (74).

Çalışmamızda geleneksel, eksiltmeli ve eklemeli olmak üzere üç farklı üretim yöntemiyle elde edilen oklüzal splint materyallerine mine karşısında bruksizm taklit edilerek 6 aylık splint kullanımına eşdeğer bir süre için 70 N kuvvet, 125.000 döngü, 0.7 mm lateral hareket, 1.1 Hz frekans, 37 °C termal siklus uygulanarak aşınma uygulanmıştır. En fazla aşınma değeri eklemeli üretimde kullanılan PMMA fotorezinde ($0,398 \pm 0,368 \text{ mm}^3$) görülürken en az aşınma değeri eksiltmeli üretim yöntemindeki PMMA blok ($0,249 \pm 0,190 \text{ mm}^3$) örneklerde görülmüştür. Gruplar arası hacim kaybı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadığından birinci sıfır hipotezimiz kabul edilmiştir.

7.1. Materyal ve Metodun Tartışılması

Materyallerin aşınma karakteri klinik çalışmalar ve laboratuvar testleriyle araştırılmaktadır. Ağız ortamında gerçekleşen materyal aşınması fiziksel ve kimyasal olarak birçok faktörle etkileşim halindedir. Biyomekanik olarak çiğneme kuvvetleri, beslenme gibi çevresel faktörler malzemelerin tribolojik davranışları üzerinde etkilidir. Bu nedenle klinik çalışmalarda atrizyon, abrazyon ve erozyon koşullarını birbirinden ayırarak incelemek ve yorumlamak öznellik sorunlarına yol açmaktadır (83,90). Verilerin birçok değişkene bağlı olmasının yanı sıra in vivo çalışmalarda belirgin sonuçlar uzun zaman alır ve maliyetlidir (94). Ağız ortamındaki aşınma koşullarını taklit edebilmek için uygulanan laboratuvar simülasyonları in vivo çalışmalara göre değişkenleri daha fazla kontrol edebilme ve daha doğru ölçümler yapabilme imkanı verir (83,125). Ancak in vitro testler ağız ortamının biyolojik olarak karmaşık yapısını tam olarak taklit edemez (83,126). İn vitro çalışmaların sonuçları etkili parametrelerin tanımlanması, uygun mekanizma ve endikasyon aralığında kontrollü olarak test edilmesiyle güvenilir sonuçlar vermektedir (83,125). İn vitro aşınma verileri, in vivo çalışmalarla desteklendiğinde klinik olarak anlamlı sonuçlar ortaya çıkmaktadır (95). Bu nedenle oklüzal splint materyallerinde aşınma test ettiğimiz çalışmamız in vitro olarak çiğneme simülatöründe bruksizm davranışını taklit ederek doğal diş minesini karşısında uygulanmıştır.

Farklı tasarım ve çalışma mekanizmalarına sahip birçok aşınma sistemi bulunmaktadır (19,86). Her cihazın farklı aşınma prosedürlerini uygulamasından dolayı aynı aşınma parametrelerinin (kuvvet, hız, frekans, döngü sayısı, hareket eksenleri, antagonist) bile verdiği sonuçların karşılaştırılamayacağı bildirilmiştir. ACTA, Zurich, Alabama, Minnesota MTS, OHSU, Willytec (Munich) olmak üzere 6 aşınma sisteminde 9 farklı dental materyalin incelendiği çalışmanın sonucunda en düşük aşınma varyasyon katsayısı gösteren Willytec aşınma sisteminin sonuçlarının tekrarlanabilir standartlar sağladığı bildirilmiştir (109). Çalışmamızda kullanılan iki eksenli çigneme simülatörü (CS-4, SD Mechatronik, Almanya) Willytec aşınma sistemini kullanmaktadır (111).

Çigneme simülatörleri iki gövdeli ve üç gövdeli aşınma testleri uygulamaktadır (19,86). İki gövdeli aşınma materyal ve antagonistin doğrudan teması ile gerçekleşirken, üç gövdeli aşınmada materyal ve antagonist arasına aşındırıcı özellikte bir ara ortam ilave edilir (85). Bruksizm gibi parafonksiyonel oklüzal davranışlar iki gövdeli aşınma hareketini sergiler. Atrizyon ve yorgunluk aşınma mekanizmalarını içermektedir (19,88). Bruksizm taklit ettiğimiz çalışmamızda bu sebeplerle iki gövdeli aşınma testi tercih edilmiştir.

Aşınma testi çalışmalarında antagonist materyal olarak çok çeşitli seçenekler yer almasına rağmen bir görüş birliği bulunmamaktadır (86). Antagonist olarak minenin kullanıldığı çalışmalarda, dişler morfolojik olarak birbirine en yakın formda olanlar seçilerek standart bir şekle göre prepare edilir ve polisaj yapılır. Tüberküller anatomik form, florid içeriği, prizmatik mine miktarı açısından geniş bir aralıkta farklılık gösterebilir. Özellikle florid içeriği ve prizmatik mine miktarının, minenin sertlik değeri üzerinde etkisi vardır (82). Magnezyum silikat esaslı steatit bazı araştırmacılar tarafından mineye alternatif olarak kabul edilir (127,128). Alüminyum oksit esaslı degussit, üst molar dişlerin palatinal tüberkülleri ile benzer bir aşınma oranı gösterdiği; steatit ve mineye göre düşük aşınma varyasyon katsayısına sahip olduğu için antagonist seçeneği olarak görülmektedir (129). Altın, seramik, kompozit, paslanmaz çelik, paslanmaz krom ve alümina aşınma testlerinde antagonist materyal olarak kullanılmaktadır. Şekil, boyut ve malzeme olarak standardize edilen antagonistler, doğal tüberküllere benzer ortalama değerler göstermelidir (19). Krejci ve ark, gömülü üst üçüncü molar dişlerin palatinal tüberküllerinin şekil ve boyutlarını ölçerek

yaptıkları parabolik hesaplamada, yarıçapı 0.6 mm olan küre şeklinin bir tüberkül kubbesine en yakın karşılık olduğunu belirtmişlerdir (130). Diş minesi, sentetik restoratif materyallerin taklit edemediği, yüksek aşınma direncine sahip benzersiz bir yapıya sahiptir. Minenin prizmatik yapısında yer alan kristalit dizilimlerinin varyasyonları, çiğneme sırasında dişin farklı yüzeylerindeki aşınma karakterine katkıda bulunmaktadır (83,131). Minenin mikroyapısal düzeni yüksek sertlik değeriyle ve dolayısıyla tribolojik özelliğiyle ilişkilendirilmektedir (83,132). Oklüzal temas alanlarındaki aşınma incelemelerinde mine tercih edilebilir (130). Minenin varyasyonlara sahip homojen olmayan yapısı göz önünde bulundurularak brüksizmin diş sıkma ve gıcırdartma hareketleriyle yarattığı aşınma sürecinde antagonist olarak minenin mikroyapısal düzeninin etkisi olduğunu düşünmekteyiz. Bu sebeple sentetik bir malzeme yerine ortodonti sebebiyle çekilmiş çürüksüz üst birinci premolar dişler temas yüzeyleri standardize edilerek antagonist olarak kullanılmıştır.

Heintze, 20-25 yaşları arasında on hastanın alçı modellerini üç boyutlu tarayıcı ile inceleyerek tüberkül tepelerinin ortalama yarıçapını frontal segmentte 1.04 mm, sagittal segmentte 1.79 mm olarak tespit etmiştir (110). Bu analiz Willytec aşınma sistemi için standardize edilen antagonist çapı (2.4mm) ile paraleldir (19,86). Bu bilgiler doğrultusunda ortodontik sebeple çekilen çürüksüz genç yetişkin dişlerin tüberkül tepe ve eğimleri 2.4mm çaplı ve 0.6 mm yükseklikteki konik bölgede bulunan sivri yüzeyleri mine sınırlarında kalarak daha önceki çalışmalarda (6,133) kullanılan 40 µm ve 8 µm grenlerine sahip iç bükey frezle aşındırılarak ‘‘kubbe’’ şeklinde standardize edilmiştir (6).

Farklı gıdalar ile yapılan bir klinik çalışmada molar dişlerdeki dikey ısırma kuvvetinin 20-120 N arasında değiştiği analiz edilmiştir. Yatay çiğneme kuvveti, dikey çiğneme kuvvetinin yaklaşık %35'i olarak ölçülmüş, çiğneme kuvvetinin zamanla ve çiğneme hareketlerinin sayısı ile azaldığı bildirilmiştir (110,134). Bruksizmi olan bireylerde dikey oklüzal kuvvetin yaklaşık 1000 N olabildiği, kesici dişlerde fizyolojik maksimum ısırma kuvveti 100 N iken, posteriora doğru gidildikçe kademeli olarak 500 N'a ulaşabildiği bildirilmiştir (83,135). Aşınma kuvvet parametrelerinin yıllar içinde değişebildiği görülmüştür. OHSU aşınma yönteminde, ISO No: 14569-2, abrazyon aşınması için 20 N, atrizyon aşınması için 70 N kuvvet uygulandığını bildirmiştir (136). Atrizyon kuvveti önce 80 N (137), daha sonra 90 N'a (138)

yükseltilmiş ancak kuvvetlerin değişme gerekçesi açıklanmamıştır (86). Fizyolojik ısırma kuvveti, çalışmamızda kullandığımız Willytec aşınma sistemi için 50 N olarak belirlenmiş (19,86) ve birçok çalışmada uygulanmıştır (6,133,139). Çiğneme simülatörlerinde kuvvet arttıkça daha fazla aşınma gözlemlendiği ancak değerler arasında herhangi bir bağlantı kurulamadığı bildirilmiştir (110,140). Bruksizm sürekli devam eden bir rahatsızlık değildir. Belirli aralıklarla gerçekleşmektedir. Çiğneme simülatöründe belirli aralıklarla uygulayıp durdurmadığımız ve kuvvet sürekli uygulandığı için bruksizm kadar yüksek kuvvetlerde olmayan fakat fizyolojik sınırların da üzerinde bir değer belirlenmiştir. Çalışmamızda fizyolojik kuvvet değerinden (50N) yüksek olan 70 N luk bir kuvvet değeri kullanılmıştır.

Çiğneme simülatöründe bir materyalin 240.000 döngü sayısına maruz kalmasının 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olduğu bildirilmiştir (141,142). Oklüzal splint tedavi süreleri literatürde 1-12 ay arasında değişiklik göstermektedir (20). İlk 3 aylık takip dönemini kapsayan süreler kısa dönem, 3 aydan fazla süren tedaviler uzun dönem tedavi olarak yer alır. Hastaların splint kullanım süreleri tam zamanlı (tüm gün) ya da yarı zamanlı (uyku sırasında) olarak belirlenmektedir. Uzun dönem 6 aylık splint kullanımı 1 yıl boyunca takip edilen hastalarda kısa dönem tedavi sonuçlarına göre belirgin bir farklılık bulunmamıştır (44). Hersek ve ark, temporomandibular eklem ağrısının tedavisi ve eklem içi kemik reaksiyonlarının gerçekleşebilmesi için 6 aylık splint kullanımını önermektedir (143). Bu bilgiler ışığında 6 aylık oklüzal splint kullanımına tekabül eden 120.000 döngü sayısı materyaller üzerinde uygulanmıştır. Bu döngü sayısını test eden çalışmalar literatürde mevcuttur (6,133).

Lateral hareket bileşeni aşınma testlerinde mikro yorgunluğu taklit etmek açısından önemlidir (86). Literatürde çiğneme simülasyonunda 0.3mm (128), 0.7mm (82), 2mm (144), 3mm (145), lateral hareket değerleri kullanılmıştır. Molar bölgesinde fizyolojik lateral hareket değeri ortalama 0.3mm olarak belirtilmiştir (146). Splint materyallerinde aşınma test eden Lutz ve ark, Benli ve ark lateral hareketi 0.7 mm olarak almıştır (6,133). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda 0.7 mm lateral hareket uygulanmıştır.

Çiğneme simülatörlerinde kullanılan frekans değerleri genel olarak 1.2- 1.7 Hz aralığında değişmektedir (19). Oklüzal splint materyalleri üzerinde yapılan aşınma

çalışmalarında 0.8 Hz (133), 1.1 Hz (6) değerleri kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan 1.1 Hz frekans değeri literatür sınırları içindedir.

Termal siklusun aşınmaya olan etkisi materyale bağlıdır. 5°C- 55°C arasında değişen sıcaklıklar uygulanmaktadır. Aşınmayı arttırdığı, azalttığı, etki etmediği çalışmalar mevcuttur (113). Sürekli su değişimi, materyal ve antagonist arasındaki aşınmış partikülleri uzaklaştırarak bu partiküllerin aşındırıcı etki yaratmasına engel olur (86). Distile su kullanılmasının aşınma için uygun bir ara ortam olduğu, ağız ortamındaki nemin taklit edilebildiği bildirilmiştir (147,148). Çalışmamızda fizyolojik vücut sıcaklığı olarak kabul edilen 37°C distile su ile termal siklus aşınmış partikülleri uzaklaştırmak amacıyla uygulanmıştır.

Aşınma testlerinde ölçüm yöntemleri olarak ağırlık değişimi, profilometre, fotoğrafların karşılaştırılması, üç boyutlu lazer tarama yöntemleri kullanılmaktadır (149,150). Heintze ve ark, aşınma test ettikleri örneklerin hacim ve dikey yönde madde kaybını hesaplamak üzere profilometre, optik sensör (MicroProf, FRT GmBh) ve üç boyutlu lazer tarama yöntemlerini kullanarak karşılaştırmışlardır. Üç yöntemin de ölçümleri güvenilir olmakla beraber üç boyutlu lazer tarayıcılar hız ve uygulama kolaylığı açısından üstün bulunmuştur (151). Günümüzde, optik temassız üç boyutlu tarayıcılar ve elde edilen görüntüler üzerinde ölçüm yapabilen yazılım programlarıyla aşınma tespit edilmektedir (114,115). Yüzey üzerindeki aşınma dağılımı, çok karmaşık şekillere sahip nesnelere dahil 5-10 µm 'ye kadar olan doğrulukla değerlendirilebilir. Yüzeyin topografisi ve morfolojisi korunarak, non-invaziv ve temassız ölçümler, üç boyutlu olarak sayısallaştırılarak yapılabilir (115). Çalışmamızda aşınma, örneklerin üç boyutlu lazer tarayıcı ile elde edilen görüntüleri üzerinden hacim değerleri ölçülerek hesaplanmıştır. 5 µm hassasiyetle ölçüm yapan lazer tarayıcı ile üç boyutlu görüntüler elde edilerek tersine mühendislik yazılım programı (Geomagic Design X) ile hacim değerleri ölçülmüştür.

7.2. Aşınma Bulgularının Tartışılması

PMMA esaslı oklüzal splint materyallerinin aşınma özellikleriyle ilgili çeşitli çalışmalar mevcuttur (6,45,133,139,152–155). Çalışmamızda üretim yöntemlerine ait materyal aşınması en düşükten en yükseğe sırayla eksiltmeli, geleneksel ve eklemeli üretim şeklindedir. SEM ve optik profilometre görüntülerinden elde ettiğimiz bulgular

doğrultusunda aşınma sürecinin birkaç bileşeninin eş zamanlı olarak gerçekleştiği anlaşılmaktadır. Kayma hareketlerinin yarattığı abrazyon aşınmanın iki yüzeyin en tepe noktalarında başladığı bilinmektedir. PMMA esaslı blok, fotorezin ve ısıyla polimerize akrilik rezin polimerlerin yüzeyi ile antagonisti olan dişin bukkal tüberkülü arasındaki temas alanında mikroskobik partiküllerin, daha yumuşak yüzeyden ayrılmasıyla abrazyon aşınmanın gerçekleşmesi beklenmektedir. Kayan iki yüzeyin zamanla en tepe noktaları aşındığından temas yüzey alanlarının genişlediği saptanmıştır. Çalışmanın mekaniğindeki döngüsel yüklemenin yorulma aşınmasına neden olduğu görülmüştür. Kopan partiküllerin polimer yüzeylerine tutunması ve karşıt iki yüzeyin belirgin farklılıktaki sertlik değerleri nedeniyle iki gövdeli abrazyon aşınmanın gerçekleştiği düşünülmektedir. 37°C distile su ile uygulanan termal siklusun yaşlandırmaya katkısı olmamış, aşınan partikülleri üç gövdeli aşınma yaratmaması için ortamdan uzaklaştırmıştır.

Aşınma testi sonucu eksiltme grubunda PMMA blokta en az hacim kaybı ($0,249 \pm 0,191 \text{ mm}^3$), SEM ve optik profilometre incelemelerine göre en düzenli yüzey özellikleri, en düşük seviyede gözenek yapısı ve en az miktarda artık monomer saptanmıştır. Bunun sebebi, endüstriyel olarak üretilen PMMA bloklarının yüksek çift bağ polimerizasyon derecesi olduğu düşünülmektedir. Berli ve ark (156), eksiltmeli, eklemeli ve geleneksel yöntemle ürettikleri oklüzal splint materyallerin başlangıçta ve yaşlandırma sonrası en yüksek fleksural dayanım değerleri, sertlik değerleri ve en düşük su emilimi değerlerini eksiltmeli yöntem ile elde ettiklerini bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları bu çalışmayla paralel olarak eksiltmeli üretimin yüksek aşınma direncine sahip olduğunu desteklemektedir.

Çalışmamızda en fazla aşınma değeri eklemeli üretim ile elde edilen fotorezin ($0,398 \pm 0,368 \text{ mm}^3$) örneklerde görülmüştür. Lutz ve ark (6), çalışmamızda kullandığımız çigneme simülatöründe mine antagonistliğinde, 50N kuvvet, 0.7 mm lateral hareket, 1.1 Hz frekans, 37 °C termal siklus, ile 20.000 ve 125.000 döngülerde eksiltmeli, geleneksel ve eklemeli olarak üretilen oklüzal splint materyallerinde uyguladıkları aşınma testlerinde çalışmamızın sonuçlarıyla uyumlu olarak en fazla aşınma değerini eklemeli üretim ($2.8 \pm 1.0 \text{ mm}^3$) yönteminde elde etmişlerdir. Materyallerin aşınma direnci üzerinde farklı monomer bileşikleri etkili olabilmektedir. Fotorezin materyalinin kimyasal bileşeni hakkında sınırlı bilgiye sahip olmakla

birlikte içeriğinde, PMMA kompozisyonundan farklı olarak BisEMA, UDMA, TEGDMA monomerleri yer alabilmektedir. 80% BisEMA, 10% UDMA, 10% TEGDMA oranlarına sahip fotorezinlerin klinik olarak en uygun bileşimi verdikleri bildirilmiştir (157). Çalışmamızda SEM görüntülerinde eklemeli üretim grubundaki belirgin gözenekli yapı, fotorezin örneklerin baskı yönü, katman kalınlığı, ışık yoğunluğu, penetrasyon derinliği, baskı sonrası UV işlemi ile ilişkili distorsiyonlar sebebiyle gerçekleşmiş olabilir. Lutz ve ark'nın, oklüzal splint materyallerini koping şeklinde üretmeleri ve metal dayanaklara adeziv simante etmeleri sebebiyle bizim çalışmamızdan daha fazla miktarda aşınma elde etmiş olabilecekleri düşünülmektedir.

Park ve ark (158), eksiltmeli, eklemeli ve geleneksel yöntemlerle ürettikleri PMMA esaslı polimerler üzerinde 5 kg, 30.000 döngü ile zirkonya ve CrCo antagonistliğinde aşınmayı test etmişlerdir. Zirkonya ve CrCo antagonistler karşısında sırasıyla eklemeli grupta 1.11 (0.96–1.50) mm³ ve 1.22 (0.47-2.20) mm³, eksiltmeli grupta 1.20 (0.90-1.42) mm³ ve 1.11(0,63-1.81) mm³, geleneksel grupta 1.06 (0,93-1.63) mm³ ve 1.06 (0,73-2.30) mm³ hacim kaybı elde etmişlerdir. İstatiksel olarak hiçbir üretim yönteminde ve antagonist çeşidinde elde edilen hacim kaybı verilerinde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Çalışmamızdan farklı olarak SEM görüntülerinde, geleneksel üretim yönteminde kullanılan otopolimerizan akrilik rezinde belirgin gözenekler, eklemeli üretimde kullanılan fotorezinde çatlaklar tespit edilmiştir. Bu durumun üretim yöntemlerinin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. 3B baskı üretim yönteminde katmanlar arası birleşme sağlanır ve katmanlar arasında bağ oluşur. Katmanlar arası bağlanma genellikle 3B eklemeli malzemelerdeki katman içi bağlanmadan daha zayıftır. Fotorezinde, katmanlar arası bağların ayrılması ve alt katmana rezin artıklarının yapışması bu şekilde açıklanabilir.

Huetting ve ark (153), geleneksel üretimle PMMA, eksiltmeli üretimle polikarbonat ve eklemeli üretimle fotorezin materyalleriyle elde ettikleri örneklerde 5 N kuvvet, 5000 döngü ile yapay tükürük varlığında steatit kürelerin antagonistliğinde uyguladıkları aşınma testi sonrası yükseklik kaybı ve SEM ile yüzey pürüzlülüğü ölçmüşlerdir. Çalışmamıza paralel olarak en az aşınma değeri eksiltmeli üretim yönteminde elde edilirken, tüm gruplar arasında istatistiksel olarak belirgin fark bulunmamıştır. En fazla aşınma sonucunu çalışmamızdan farklı olarak geleneksel üretimde elde etmişlerdir. SEM görüntülerinde hiçbir üretim grubunda düzensizlik,

çizik benzeri bulgulara rastlanmamıştır. Heintze ve ark (86), aşınma testinde belirledikleri 120.000 döngü sayısının ilk 10.000' lik bölümünde, örneklerdeki aşınmanın yaklaşık olarak %40-45 oranında gerçekleştiğini bildirmişlerdir. 10.000 döngüye kadar dik şekilde artan aşınma-zaman grafiği eğrisi 10.000 döngüden sonra yatay olarak artmaktadır. Bu sebeple Huetting ve ark, uyguladıkları 5000 döngü sayısının ve 5 N kuvvetin materyallerin aşınma davranışını yeterince yansıtmadığını düşünmekteyiz.

Reyes ve ark (152), kompozit restorasyona sahip oklüzal splint kullanan bruksizm hastaları düşünülerek, 2 farklı kompozit rezin, bir paslanmaz çelik antagonist karşısında eksiltmeli, eklemeli, geleneksel olarak üretilen PMMA esaslı ve geleneksel üretilen poliamid esaslı farklı oklüzal splint materyallerinin temasıyla oluşan aşınmayı değerlendirmişlerdir. ACTA aşınma cihazı ile 15N kuvvet, 1 Hz frekans, 200.000 döngü sayısı uygulanarak profilometre ile vertikal yükseklik kaybı (μm) hesaplanmıştır. Çalışmamızdan farklı olarak PMMA esaslı splint materyallerinde en az aşınma eklemeli üretim yönteminde, en fazla aşınma geleneksel üretimde görülmüştür. SEM görüntülerinde tüm üretim gruplarının benzer aşınma paternine sahip olduğunu bu sebeple hiçbir materyal grubunun doldurucu içermediğini, farklı antagonistlerin aşınmaya etki etmediğini bildirmişlerdir. Uyguladıkları 15 N'luk kuvvetin ACTA cihazının fizyolojik aşınmaları test ettikleri kuvvet olması sebebiyle bruksizm davranışını taklit etmek için yetersiz olduğunu düşünmekteyiz.

Benli ve ark (133), eksiltme yöntemiyle elde edilen PMMA, polikarbonat, PEEK ve geleneksel olarak etilenvinil asetat, polietilen phytalat plaklardan elde edilen disk şeklinde örnekler ile MOD çigneme simülatöründe 49 N, 60.000 döngü, 0.8 Hz frekans, 2 mm lateral hareket, 5-55 °C termal siklus parametreleriyle mine antagonistliğinde aşınma uygulamışlardır. En yüksek hacim kaybı geleneksel yöntemle elde edilen etilen vinil asetat materyalde ($3.733 \pm 0.448a \text{ mm}^3$), en az hacim kaybı eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK örneklerde ($1.084 \pm 0.109d \text{ mm}^3$) elde edilmiştir. Gruplara bakıldığında eksiltmeli yöntemle elde edilen PMMA ($2.182 \pm 0.11c \text{ mm}^3$), çalışmamıza benzer şekilde geleneksel yöntemle göre daha az aşınma göstermiştir. 5 ° C ile 55 ° arasındaki sıcaklık değişimi, polimer gruplarının termal genişlemesine ve büzülmesine neden olarak malzemede hidrotermal yaşlanma ve yorgunluk oluşturabilmesi sebebiyle bizim bulgularımıza göre daha yüksek aşınma

değeri elde etmiş olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızdan farklı olarak geleneksel yöntemde vakumla plak şekillendirme tekniğiyle etilen vinil asetat malzemede elde ettikleri fazla hacim kaybı, farklı üretim tekniği, materyalin farklı içerik ve kompozisyonuyla açıklanabilir.

Wimmer ve ark (159), eksiltmeli üretim yöntemiyle elde ettikleri PEEK, nanohibrid kompozit, PMMA esaslı materyalleri, düz ve kron şeklinde üreterek, mine ve paslanmaz çelik antagonistliğinde, aksiyal ve lateral kuvvet uygulayarak aşınmalarını incelemişlerdir. Nanohibrid kompozit grubunda, düz üretilen örnekler mine antagonistle aksiyal ve çelik antagonistle lateral olarak yüklendiğinde, PMMA örneklere göre belirgin şekilde daha yüksek aşınma değerleri göstermiştir. Çalışmamızla karşılaştırıldığında, üretim yönteminden bağımsız olarak fotorezinle organik matriks yapısı, değişik oran, büyüklük ve şekildeki inorganik doldurucular ile bunların rezin matriks içerisindeki dağılımları yönünden benzerlik gösterebilen nanohibrid kompozitlerin, PMMA polimer içeriğine göre daha düşük aşınma direncine sahip olduğu düşünülebilir.

Çalışmamızda geleneksel üretim grubu olan PMMA esaslı toz-likit formunda ısı ile polimerize olan akrilik rezin aşınma testi sonucu ($0,307 \pm 0,197 \text{ mm}^3$) hacim kaybı göstermiş, SEM ve optik profilometre görüntülerinde çizgi şeklinde gösterdiği aşınma karakteri, eklemeli yonteme göre daha ideal bulunmuştur. Materyalin partikül yapısının homojene yakın birleşme gösterdiği saptanmıştır.

Schulte ve ark (45), yapay ağız simülasyonunda mine antagonistliğinde $37 \text{ }^\circ\text{C}$ distile su varlığında, 85.000 ve 300.000 döngülerde 6.67 N ve 13.35N kuvvetlerle, enjeksiyon kalıplama yöntemiyle elde ettikleri PMMA ve isosit materyallerine aşınma uygulamışlardır. İsoisit ($0,182 \pm 0,063 \text{ mm}^3$) ile elde edilen oklüzal splintlerin aşınma direncinin PMMA ($0,546 \pm 0,192 \text{ mm}^3$) ile üretilenlere göre 2-3 kat daha fazla olduğunu buna bağlı olarak oklüzal tasarımlarını daha uzun süre koruyabileceklerini bildirmişlerdir. İsoisit materyalinin yapısının, yapay akrilik rezin dişlerin yapısına benzerliği, yüksek oranda çapraz bağ içermesi sebebiyle geleneksel akriliklere göre sahip olduğu yüksek aşınma direnci açıklanabilir.

Issar – Grill ve ark (155), en sık kullanılan oklüzal splint materyallerini kullanarak (SR Ivocap, ProBase, Valplast, Impak, Clearsplint, Eclipse) tungsten karbid antagonistliğinde $37 \text{ }^\circ\text{C}$ distile su varlığında 40 N, 2500 döngü, 1Hz ile iki

gövdeli aşınma test etmişlerdir. En yüksek hacim kaybı kendiliğinden polimerize olan akrilik rezinde (Clearsplint), en az aşınma sırasıyla ısı ile polimerize (SR Ivocap), ışıkla polimerize rezin (Eclipse) ve kendiliğinden polimerize rezin (ProBase) materyallerinde görülmüştür. Isı ile polimerize rezin (SR Ivocap), PMMA esaslı olup geleneksel toz-likit sistemden farklı olarak hazırlanan toz-likit kapsülleri kullanılarak sürekli basınç altında enjeksiyon kalıplama tekniği ile ısı ile polimerize edilen bir akrilik rezindir. Bu üretim yönteminin PMMA ile gözlenen polimerizasyon büzülmesini gidererek rezin yoğunluğunu ve polimerizasyonu arttırdığı iddia edilmektedir (71). Eclipse, PMMA içermeyen UDMA içerikli, polimerizasyonunda ışıkla beraber ısı da uygulanan bir akrilik rezindir. ProBase, PMMA içerikli basınç altında kendi kendine polimerize olan akrilik bir rezindir. Issar-Grill ve ark, çalışmalarında SR Ivocap ($1.29 \pm 0.53 \text{ mm}^3$), malzemesinin en az aşınma gösterdiğini, istatistiksel olarak Eclipse ve ProBase ile aralarında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Metakrilat esaslı ısı ile polimerize edilen rezinler, artan çapraz bağ yoğunluğu nedeniyle daha az aşınma eğiliminde olabilmektedir. Atmosferik basınç ve ısı artışı, polimerizasyon dönüşüm derecesini arttırarak gözenek oluşumunu en aza indirme etkisinde olup aşınma direncine katkıda bulunmuş olabilir. Clearsplint, en yüksek aşınma değerlerini ($39.11 \pm 4.63 \text{ mm}^3$) göstermiş, istatistiksel olarak diğer malzemelere göre anlamlı bir farklılık bulunmuştur. Clearsplint, etil metakrilat içerikli kendi kendine polimerize olan bir akrilik rezindir. Otopolimerize rezinlerde polimerizasyon derecesi, ısıyla polimerize edilen rezinler kadar tamamlanamamaktadır. Bu sebeple reaksiyona girmemiş monomer, plastikleştirici görevi görerek rezinin mukavemetini azaltmış olabileceği düşünülmektedir. Valplast ve Impak, ortalama aşınma değerleri göstermiştir. Valplast, vinil içerikli poliamid bir malzeme olup rezin kartuşlar halinde bulunur. Isıtılarak enjeksiyonlu kalıplama yöntemiyle polimerize edilir. Impak, metakrilat içerikli ısı ile polimerize olan bir akrilik rezindir. Geleneksel üretim yöntemleri ile elde edilen oklüzal splint materyallerinin aşınma direnci, polimerin içeriği, polimerizasyon sistemlerinin teknik ve donanımlarından etkilenebilmektedir. Kurt ve ark (139), bu sonuçları destekleyecek şekilde 4 farklı geleneksel sistemle ürettikleri oklüzal splint materyallerinde en yüksek aşınma değerlerini otopolimerize akrilik rezin Dentalon Plus ($197.26 \pm 109.18 \text{ } \mu\text{m}^3$), en düşük aşınma değerlerini ışık ile polimerize olan Eclipse ($70.42 \pm 41.27 \text{ } \mu\text{m}^3$)

materyallerinde elde etmişlerdir. 10.000, 20.000, 30.000 döngülerde nemli ortamın, kuru ortama göre materyallerin aşınma karakterleri üzerinde belirgin etkisi olduğunu, su varlığının hacim kaybı üzerinde bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda geleneksel üretim yönteminde en yaygın kullanıma sahip olması sebebiyle PMMA esaslı toz-likit formunda ısı ile polimerize olan akrilik rezin kullanılmıştır. Hacim kaybı, dijital üretim yöntemleriyle kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Geleneksel yöntemlerle elde edilen oklüzal splintlerin üretici firmanın talimatları yerine getirildiği takdirde kısa ve uzun dönem oklüzal splint tedavilerinde ideal aşınma göstererek başarı sağlayacağını düşünmekteyiz.

Heintze ve ark (109), farklı aşınma test cihazları ve parametrelerinin sonuçlarının karşılaştırılabilir olup olmadığını araştırmak üzere 5 farklı aşınma test sistemini kullanarak 10 farklı dental restoratif materyalin aşınma dirençlerini incelemişlerdir. Bir restoratif materyal aynı parametrelerle farklı aşınma mekaniğine tabii tutulduğunda farklı aşınma bulguları elde edildiğinden, bu durumun materyallerin birbirlerine göre aşınma sıralamasını belirgin şekilde değiştirmesinden dolayı in vitro aşınma değerlerinin karşılaştırılmasında bunun dikkate alınması gerektiği bildirilmiştir.

Çalışmamızın klinik çıkarımları etkileyebilecek kısıtlamaları, klinik koşulların taklit edilmesindeki eksiklikler, aşınma testi sırasında yapay tükürük yerine su kullanılması, ve test edilen materyallerin karşıt dişler üzerindeki olası etkisinin incelenememesidir. Mevcut çalışmada elde edilen sonuçların doğrulanması için değişen çiğneme kuvvetleri ile brüksizm paterninin gerçekleştirilebildiği klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

8. SONUÇ

Bu araştırmanın bulguları ve yöntemin kısıtlamaları dahilinde şu sonuçlara ulaşılabilir:

- 6 aylık splint kullanımına (uzun dönem splint tedavisi) eşdeğer bir sürede brüksizm taklit edilerek elde edilen aşınma değerlerinde üretim yöntemlerine göre istatistiksel olarak belirgin farklılık bulunmamıştır.
- En yüksek aşınma değerleri eklemeli üretim grubunda elde edilmiştir. Bu sebeple eklemeli yöntemle elde edilen oklüzal splintler kısa dönem tedaviler için önerilebilir.
- En düşük aşınma değerleri eksiltmeli üretim yönteminde görülmüştür. Uzun dönem oklüzal splint tedavileri için eksiltme yöntemiyle üretilen oklüzal splintler tercih edilebilir.
- Geleneksel üretim yöntemiyle ısı ile polimerize edilen akrilik rezinler üretici firmanın talimatları uygulandığında ideal bir aşınma direnci sergileyebilir.

9. KAYNAKLAR

1. De Leeuw, Reny, and Gary D. Klasser, eds. *Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis, and management*. Chicago: Quintessence, 2008.
2. Okeson, J. P. "The determinants of occlusal morphology." *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby (2013).
3. Moss RA, Garrett JC. Temporomandibular joint dysfunction syndrome and myofascial pain dysfunction syndrome: a critical review. *J Oral Rehabil*.11(1):3–28,1984.
4. Dahlström L. Conservative treatment methods in craniomandibular disorder. *Swed Dent J*.16(6):217–30,1992.
5. Algabri R, Alqutaibi AY, Alsourori A, Algabri RS, Keshk AM, Swedan M, et al. Effect of Hard Versus Soft Occlusal Splint on the Management of Myofascial Pain: Systematic Review and Meta-Analysis. *Artic Indian J Sci Technol*. 10(16):10-6, 2017.
6. Lutz AM, Hampe R, Roos M, Lümke mann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional–printed occlusal devices. *J Prosthet Dent*.121(1):166–72, 2019.
7. Dedem P, Türp JC. Digital Michigan splint - from intraoral scanning to plasterless manufacturing. *Int J Comput Dent*.19(1):63–76, 2016.
8. Dunn, David B., and Michael B. Lewis. "CAD/CAM Occlusal splints: A new paradigm." *Australas Dent Pract* 22:131, 2011.
9. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont*. 26(2):156–63, 2017.
10. Van Noort, Richard. "The future of dental devices is digital." *Dental materials*

28(1): 3-12, 2012.

11. Hogan, Jason. "DentaBite: A precision engineering solution to a traditional problem." *Aust Dent Pract* 8:164-8, 2011.
12. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *Int J Adv Manuf Technol.* 29(3–4):317–35, 2006.
13. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mühlaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chem Rev.*117(15):10212–90, 2017.
14. Salm M, Paloheimo KS, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: A clinical pilot study. *J R Soc Interface.* 10(84), 2013.
15. Clark GT, Beemsterboer PL, Rugh JD. Nocturnal masseter muscle activity and the symptoms of masticatory dysfunction. *J Oral Rehabil.* 8(3):279–86,1981.
16. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* 28(5):485–91, 2001.
17. Powers JM, Craig RG, Ludema KC. Wear of dental enamel. *Wear* 23(2): 141-152, 1973.
18. Sulong, MZAM, Aziz, RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry.* 63(3): 342-349,1990.
19. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek, B.. How to simulate wear? :Overview of existing methods. *Dental materials,* 22(8):693-70, 2006.
20. Niemelä K, Korpela M, Raustia A, Ylöstalo P, Sipilä K. Efficacy of stabilisation splint treatment on temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil.* 39(11):799–804, 2012.
21. Wright EF, North SL. Management and Treatment of Temporomandibular Disorders: A Clinical Perspective. *J Man Manip Ther.* 17(4):247–54, 2009.

22. Dworkin, SF. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J craniomandib Disord.* 6:301-355,1992.
23. Ohrbach R, Dworkin SF. The evolution of TMD diagnosis: past, present, future. *Journal of dental research.* 95(10): 1093-1101, 2016.
24. List T, Axelsson S. Management of TMD: Evidence from systematic reviews and meta-analyses. *J Oral Rehabil.* 37(6):430–51, 2010.
25. Cascos-Romero J, Vázquez Delgado E, Vázquez Rodríguez E, Gay Escoda C. The use of tricyclic antidepressants in the treatment of temporomandibular joint disorders: systematic review of the literature of the last 20 years. *Med Oral, Patol Oral y Cir Bucal.* 14(1): 3-7, 2009.
26. Gil-Martínez A, Paris-Aleman A, López-de-Uralde-Villanueva I, La Touche R. Management of pain in patients with temporomandibular disorder (TMD): challenges and solutions. *J Pain Res.*11:571, 2018.
27. List T, Axelsson S, Leijon G. Pharmacologic interventions in the treatment of temporomandibular disorders, atypical facial pain, and burning mouth syndrome. A qualitative systematic review. *J Orofac Pain.*17(4), 2003.
28. McNeely M, Olivo SA. A systematic review of the effectiveness of physical therapy interventions for temporomandibular disorders. *Physical therapy.* 86(5):710-725, 2006.
29. Medlicott MS, Harris SR. A systematic review of the effectiveness of exercise, manual therapy, electrotherapy, relaxation training, and biofeedback in the management of temporomandibular. *Physical therapy.*86(7): 955-973, 2006.
30. Carlson CR. Psychological considerations for chronic orofacial pain. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America.* 20(2):185-195, 2008.
31. De Leeuw R. Internal derangements of the temporomandibular joint. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 20(2):159–68,2008.

32. Monje-Gil F, Nitzan D, González-García R. Temporomandibular joint arthrocentesis. Review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 17(4):e575, 2012.
33. McCain JP, Sanders B, Koslin MG, Quinn JD, Peters PB, Indresano AT. Temporomandibular joint arthroscopy: A 6-year multicenter retrospective study of 4,831 joints. *J Oral Maxillofac Surg*. 50(9):926–30, 1992.
34. Rigon M, Pereira LM, Bortoluzzi MC, Loguercio AD, Ramos AL, Cardoso JR. Arthroscopy for temporomandibular disorders. *Cochrane Database Syst Rev*. (5),2011.
35. Tanaka E, Detamore MS, Mercuri LG. Degenerative disorders of the Temporomandibular joint: etiology, diagnosis, and treatment. *J Dent Res*. 87(4):296–307, 2008.
36. Liu F, Steinkeler A. Epidemiology, Diagnosis, and Treatment of Temporomandibular Disorders. *Dental Clinics*, 57(3): 465-479, 2013.
37. Kreiner M, Betancor E, Clark GT, Occlusal stabilization appliances: evidence of their efficacy. *The Journal of the American Dental Association*. 132(6):770-777, 2001.
38. Al-Ani Z, Gray RJ, Davies SJ, Sloan P, Glenny A-M. Stabilization splint therapy for the treatment of temporomandibular myofascial pain: a systematic review. *J Dent Educ*. 69(11):1242–50, 2005.
39. Jokstad A. Computer-assisted technologies used in oral rehabilitation and the clinical documentation of alleged advantages – a systematic review. *J Oral Rehabil*. 44(4):261–90, 2017.
40. Aslanidou K, Kau CH, Vlachos C, The fabrication of a customized occlusal splint based on the merging of dynamic jaw tracking records, cone beam computed tomography, and CAD-CAM digital impression. *Journal of orthodontic science*. 6(3): 104, 2017.

41. He S, Kau C, Liao L, Kinderknecht K, Ow A, Saleh T. The use of a dynamic real-time jaw tracking device and cone beam computed tomography simulation. *Ann Maxillofac Surg.* 6(1):113, 2016.
42. Solaberrieta E, Barrenetxea L, Minguez R, Iturrate M, De Prado I. Registration of mandibular movement for dental diagnosis, planning and treatment. *Int J Interact Des Manuf.* 12(3):1027–38, 2018.
43. Lauren M, McIntyre F. 4D Clinical Imaging for Dynamic CAD. Guentsch A, editor. *Int J Dent.* 2013;2013:690265.
44. Pficer JK, Dodic S, Lazic V, Trajkovic G, Milic N, Milicic B. Occlusal stabilization splint for patients with temporomandibular disorders: Meta-analysis of short and long term effects. *PLoS One.* 12(2), 2017.
45. Schulte JK, Anderson GC, Sakaguchi RL, DeLong R. Wear resistance of isosit and polymethyl methacrylate occlusal splint material. *Dent Mater.* 3(2):82–4,1987.
46. Romm S. Thomas Brian Gunning and his splint. *Plastic and reconstructive surgery.* 78(2):252-258, 1986.
47. Kingsely N. An experiment with artificial palates. *Dent Cosmos* 19:231-238,1887.
48. Farrar JN. *A Treatise on the Irregularities of the Teeth and Their Correction: Including, with the Author's Practice, Other Current Methods (Vol. 1).* De Vinne Press. 1:658,1888.
49. Karolyi M. Beobachtungen uber pyorrhoea alveolaris. *Oesterreichungarische Vierteljahrs-schrift fur Zahnheilkunde* 17: 279-283,1901.
50. Matthews E. Treatment for the teeth-grinding habit. *Dent Rec.* 62:154-155,1942.
51. Ingersol WB, Kerens EG. A treatment for excessive occlusal trauma or bruxism.

- J Am Dent Assoc. 44(1):22–6, 1952.
52. Kaner A, Besen GH AR. Bruxism. US Armed Forces Med J. (1539–1544),1952.
 53. Posselt U, Wolff IB. Treatment of bruxism by bite guards and bite plates. Can Dent Assoc J. 29(12):773–8, 1963.
 54. Kessler SJ ZJ. Rapid fabrication of effective bruxism guard. J NJ Dent Soc. 36(10):59-61,1964.
 55. Ramfjord, SR; Ash M. Occlusion. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders Co. 1971.
 56. Shulman J. Bite modification appliances-planes, plates and pivots. Va Dent J. 1972;49(6):27–30.
 57. Dawson P. Evaluation, diagnosis and treatment of occlusal problems. St. Louis: CV Mosby Co ,1974.
 58. Thorp P. An appliance to be worn at night for the heavy tooth grinder. Dent Tech. 28:144-145,1975.
 59. DuPont JS, Brown CE. Occlusal splints from the beginning to the present. Cranio. 24(2):141–5, 2006.
 60. Duymuş ZY. Stomatognatik Sistem Rahatsızlıkları (Stomatognatik Bölgenin İstemsiz Hareketleri) ve Splint Kullanımı. Türkiye Klin Protetik Diş Tedavisi - Özel Konular. 3(1):22–9, 2017.
 61. Anusavice, KJ Shen C RH. Phillips' Science of Dental Materials (12th ed.) Philadelphia: Elsevier Inc; pp. 457-458. 2013.
 62. Noort R Van, Barbour M. Introduction to Dental Materials-E-Book. 2014.
 63. WJ O. Dental Materials and their selection. (4th ed.). Canada: Quintessence Publishing Co, Inc; 114-134, 2002.
 64. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. 13. ed. Elsevier Mosby; 2012.

65. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A.E AL. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniv. Diş Hek Fak. Yayınları, Ankara s. 183-223.
66. ISO 1567. Dentistry -Denture base polymers. International Standards Organization, 1999.
67. Craig R, Powers J, PDGI JW-J. Dental Materials: Properties and Manipulation. St Louis: Mosby, 2000.
68. Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. J Oral Rehabil. 27(6):488–93,2000.
69. O'Brien W. Dental materials and their selection. 2002.
70. Bohnenkamp DM. Dimensional stability of occlusal splints. J Prosthet Dent. 75(3):262–8,1996.
71. SR Ivocap Injection System by Ivoclar Vivadent [Internet]. [cited 2020 Aug 28]. Available from: <https://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/equipment/injection-systems/sr-ivocap-injection-system>
72. Strub J, Rekow E, Dental SW-TJ of the A, 2006 U. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. Elsevier.
73. şeker E EA, Diş hekimliğinde restoratif CAD/CAM sistemleri. ADO Klinik Bilimler Dergisi.Diş hekimliğinde restoratif CAD/CAM sistemleri. 4(1):493-504,2010.
74. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. Rev Artic Trends Comput. 2014;
75. Picariello P. Committee F42 on additive manufacturing technologies, ASTM

International, 2017 Retrieved from
<https://www.astm.org/COMMITTEE/F42.htm>

76. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyp J.* 15(3):216–25, 2009.
77. Santos E, Shiomi M, Osakada K, Of TL-IJ, 2006 U. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. Elsevier.
78. Santos E, Abe F, Kitamura Y, Osakada K, Shiomi M. Mechanical properties of pure titanium models processed by selective laser melting. 13th Solid Freeform Fabrication Symposium. 2002.
79. Revilla-León DDS M, Özcan DDS M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Artic Accept Version Orig Publ Revilla-León.* 28(2):146–58, 2019.
80. Aguilera E, Jr. Creating multi-functional g-code for multi-process additive manufacturing, PhD Thesis. Department of Electrical Engineering, University of Texas, Texas, USA, 2016.
81. Kwok T-H, Ye H, Chen Y, Zhou C, Xu W. Mass Customization: Reuse of Digital Slicing for Additive Manufacturing. *asmedigitalcollection.asme.org.* 17(2), 2017.
82. Heintze S, Zellweger G, Cavalleri A, Materials JF-D, 2006 U. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. Elsevier.
83. Zhou ZR, Zheng J. Tribology of dental materials: A review. *J Phys D Appl Phys.* 41(11), 2008.
84. D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Pirani M, Vadini M, Gattone M, et al. Wear properties of a novel resin composite compared to human enamel and other restorative materials. *Oper Dent.* 39(6):612–8, 2014.

85. McCabe JF, Molyvda S, Rolland SL, Rusby S, Carrick TE. Two- and three-body wear of dental restorative materials. *Int Dent J.* 52(5 SUPPL.2):406–16, 2002.
86. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater.* 22(8):712–34, 2006.
87. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Fischer NG, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *Jpn Dent Sci Rev.* 54(2):76–87,2018.
88. Mair L. Wear in the mouth: the tribological dimension. In: Addy, et al., editors. *Tooth wear and sensitivity.* Clin Adv Restor Dent Martin Dunitz Ltd. 2000;
89. McCabe J, Wang Y, Biomedical MB-J of, 2000 U. Surface contact fatigue and flexural fatigue of dental restorative materials. Wiley Online Libr.
90. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: Mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent.* 24(1–2):141–8,1996.
91. Wiskott H, Nicholls, J UB-I, 1995 U. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. search.ebscohost.com.
92. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. Vol. 12, *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine.* Intern. and American Associations for Dental Research; 2001. p. 350–60.
93. Cvar J, Ryge G. Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971;
94. Turssi CP, De Moraes Purquerio B, Serra MC. Wear of Dental Resin Composites: Insights into Underlying Processes and Assessment Methods - A Review. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 65(2):280–5, 2003.

95. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dent Mater.* 22(8):702–11,2006.
96. Gottfried Schmalz SCB, Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clin Oral Invest.* 9(4):209–14,2005.
97. Leinfelder K, Taylor D, Barkmeier W. Quantitative wear measurement of posterior composite resins. Elsevier,1986.
98. Lugassy, AA; Moffa J. Laboratory model for the quantification of clinical occlusal wear. *J Dent Res.* 64:181,1985.
99. Perry R, Kugel G, Kunzelmann K, ... HF-TJ of the, 2000 U. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. Elsevier.
100. Bangerter, V; Christensen, R; Christensen G. Method for determination of in vivo wear. *J Dent Res.* 66:126,1987.
101. Roulet J. Development of appropriate measuring devices. In: Degradation of dental polymers. Basel: Karger. 1987;p 220.
102. Yap AUJ, Ong LFKL, Teoh SH, Hastings GW. Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. *J Oral Rehabil.* 26(3):228–35.1999.
103. Hefferren J. A laboratory method for assessment of dentifrice abrasivity. *J Dent Res.* 55 :563–73,1976.
104. Nordbo, H; Skogedal O. The rate of cervical abrasion in dental students. *Acta Odontol Scand.* 40:45–7,1982.
105. Delong R, Douglas WH. Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *J Dent Res.* 62(1):32–6,1983.

106. DeLong R, Douglas WH. An Artificial Oral Environment for Testing Dental Materials. *IEEE Trans Biomed Eng.* 38(4):339–45,1991.
107. de Gee AJ, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent.* 22(SUPPL. 1):21–7,1994.
108. ISO. Dental materials – guidance on testing of wear. Part 2. Wear by two-and/or three body contact. Technical Specification 2001, No. 14569-2.
109. Heintze SD, Barkmeier WW, Latta MA, Rousson V. Round robin test: Wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators - Supplement to the round robin test of 2005. *Dent Mater.* 27(2):e1,2011.
110. Heintze S. Predictability of clinical wear by laboratory wear methods for the evaluation of dental restorative materials. 2009.
111. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dent Mater.* 33(8):880–94, 2017.
112. Kunzelmann K. Verschleissanalyse und-quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. 1998;
113. Gale M, Dentistry BD-J of, 1999 U. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Elsevier.
114. Stober T, Heuschmid N, Zellweger G, Rousson V, Rues S, Heintze SD. Comparability of clinical wear measurements by optical 3D laser scanning in two different centers. *Dent Mater.* 30(5):499–506, 2014.
115. Valigi MC, Logozzo S, Affatato S. New challenges in tribology: Wear assessment using 3D optical scanners. *Materials (Basel).* 10(5):1–13,2017.
116. Becker K, Wilmes B, Grandjean C, Drescher D. Impact of manual control point selection accuracy on automated surface matching of digital dental models. *Clin Oral Investig.* 22(2):801–10, 2018.

117. O'Toole S, Osnes C, Bartlett D, Keeling A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. *Dent Mater.* 35(3):495–500, 2019.
118. Wulfman C, Koenig V, Mainjot AK. Wear measurement of dental tissues and materials in clinical studies: A systematic review. *Dent Mater.* 34(6):825–50,2018.
119. Jeong YG, Lee WS, Lee KB. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *J Adv Prosthodont.* 10(3):245–51,2018.
120. Rhee YK, Huh YH, Cho LR, Park CJ. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-Dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont.* 7(6):460–7,2015.
121. Dao T, Lavigne G, Charbonneau A, Pain JF-, 1994 U. The efficacy of oral splints in the treatment of myofascial pain of the jaw muscles: a controlled clinical trial. Elsevier.
122. Ekberg EC, Vallon D, Nilner M. Occlusal appliance therapy in patients with temporomandibular disorders: A double-blind controlled study in a short-term perspective. *Acta Odontol Scand.* 56(2):122–8,1998.
123. Friction, J; Look, JO; Wright E. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials evaluating intraoral orthopedic appliances for temporomandibular disorders. *J Orofac Pain.* 24:237–254,2010.
124. Algabri RS, Alqutaibi AY, Alrejal HA-, Adashi O Al, Abdulrahman F, Elkhadem A, et al. Effect of computer-aided design/computer-assisted manufacture versus conventional occlusal splints on the management of temporomandibular disorders: A systematic review and meta-analysis. *Int Dent Med J Adv Res - Vol 2015.* 3(1):1–9, 2017.
125. Lewis R, Dwyer-Joyce RS. Wear of human teeth: A tribological perspective.

- Proc Inst Mech Eng Part J J Eng Tribol. 219(1):1–18, 2005.
126. Addy M, Hughes J, Pickles MJ, Joiner A, Huntington E. Development of a method in situ to study toothpaste abrasion of dentine: Comparison of 2 products. *J Clin Periodontol.* 29(10):896–900, 2002.
 127. Wassell RW, McCabe JE, Walls AWG. A Two-body Frictional Wear Test. *J Dent Res.* 73(9):1546–53,1994.
 128. Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater.* 24(4):502–7, 2008.
 129. Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater.* 18(3):246–54,2002.
 130. Krejci I, Albert P, Lutz F. The Influence of Antagonist Standardization on Wear. *J Dent Res.* 78(2):713–9,1999.
 131. Maas MC. Enamel structure and microwear: An experimental study of the response of enamel to shearing force. *Am J Phys Anthropol.* 85(1):31–49,1991.
 132. Zheng J, Zhou ZR, Zhang J, Li H, Yu HY. On the friction and wear behaviour of human tooth enamel and dentin. *Wear.* 255(7–12):967–74, 2003.
 133. Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, Gökçen-Rohlig B, Evlioğlu G, Huck O, et al. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology.* 108(2):240–50,2020.
 134. Schindler H, Stengel E, Dentistry WS-TJ of prosthetic, 1998 U. Feedback control during mastication of solid food textures—a clinical-experimental study. Elsevier.
 135. Rees JS, Jagger DC. Abfraction Lesions: Myth or Reality? Vol. 15, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* BC Decker Inc.; 2003. p. 263–71.
 136. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode

- oral wear simulator. *Dent Mater.* 12(4):218–26,1996.
137. Ferracane JL, Choi KK, Condon JR. In vitro wear of packable dental composites. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* (25):S60–6,1999.
138. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of seven commercial composites using new in vitro wear simulator. *J Dent Res.* 2002;
139. Kurt H, Erdelt KJ, Cilingir A, Mumcu E, Sülün T, Tuncer N, et al. Two-body wear of occlusal splint materials. *J Oral Rehabil.* 39(8):584–90, 2012.
140. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Chewing Pressure vs. Wear of Composites and Opposing Enamel Cusps. *J Dent Res.* 71(8):1525–9,1992.
141. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater.* 2(6):235–40,1986.
142. Krejci I, Lutz F. [In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results]. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Rev Mens suisse d'odonto-stomatologie = Riv Mens Svizz di Odontol e Stomatol.* 100(12):1445–9,1990.
143. Hersek N, Canay Ş, Caner B, Ulutuncel N. Bone SPECT imaging of patients with internal derangement of temporomandibular joint before and after splint therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 94(5):576–80,2002.
144. Barkmeier WW, Erickson RL, Latta MA, Wilwerding TM. Wear rates of resin composites. *Oper Dent.* 38(2):226–33, 2013.
145. Heintze SD, Zellweger G, Grunert I, Muñoz-Viveros CA, Hagenbuch K. Laboratory methods for evaluating the wear of denture teeth and their correlation with clinical results. *Dent Mater.* 28(3):261–72, 2012.
146. Gibbs CH, Lundeen HC, Mahan PE, Fujimoto J. Chewing movements in

- relation to border movements at the first molar. *J Prosthet Dent.* 46(3):308–22,1981.
147. Stober T, Lutz T, Gilde H, Rammelsberg P. Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dent Mater.* 22(3):243–9, 2006.
 148. Munshi N, Rosenblum M, Jiang S, Flinton R. In Vitro Wear Resistance of Nano-Hybrid Composite Denture Teeth. *J Prosthodont.* 26(3):224–9, 2017.
 149. Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: Conventional methods vs. Three-dimensional laser digitizer. *J Am Dent Assoc.* 131(10):1472–7,2000.
 150. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res.* 76(11):1799–807,1997.
 151. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater.* 22(11):1051–62, 2006.
 152. Reyes-Sevilla M, Kuijs RH, Werner A, Kleverlaan CJ, Lobbezoo F. Comparison of wear between occlusal splint materials and resin composite materials. *J Oral Rehabil.* 45(7):539–44, 2018.
 153. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater.* 75:175–9, 2017.
 154. Casey J, Dunn WJ, Wright E. In vitro wear of various orthotic device materials. *J Prosthet Dent.* 90(5):498–502, 2003.
 155. Issar-Grill N, Roberts HW, Wright EF, Dixon SA, Vandewalle KS. Volumetric wear of various orthotic appliance materials. *Cranio - J Craniomandib Pract.* 31(4):270–5, 2013.

156. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 1–7, 2020.
157. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *J Prosthet Dent.* 123(2):349–54, 2020.
158. Park JM, Ahn JS, Cha HS, Lee JH. Wear resistance of 3D printing resin material opposing zirconia and metal antagonists. *Materials (Basel).* 11(6):1–10,2018.
159. Wimmer T, Huffmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dent Mater* [Internet]. 2016;32(6):e127–36. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.005>

10. ETİK KURUL ONAYI



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.56329
Konu : Etik Kurulu Kararı

11/10/2019

Sayın Ceren AYGÜZEN

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Dijital ve Konvansiyonel Olarak Üretilen Okluzal Splintlerin Aşınmalarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Ek:
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 11.10.2019 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağımızı <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 4DDA222EX5 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İstanbul Medipol Üniversitesi

Kavacık Mah. Ekinciler Cad. No.19 Kavacık Kavşağı - Beykoz
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44
İnternet: www.medipol.edu.tr
Ayrıntılı Bilgi İçin : bilgi@medipol.edu.tr

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Dijital ve Konvansiyonel Olarak Üretilen Okluzal Splintlerin Aşınmalarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Ceren Aygüzen			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Dt.			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU				Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	Karar No: 789	Tarih: 09/10/2019		
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet ÜÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAĞCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bulunma