



BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KONVANSİYONEL, EKSİLTMELİ VE TABAKALI ÜRETİM YÖNTEMLERİ
İLE FARKLI YÜKSEKLİKLERDE ÜRETİLEN OKLÜZAL SPLİNT
MATERYALLERİNİN AŞINMASININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Yakup Doğan KAYGI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özgün Yusuf Özyılmaz

Nisan, 2024



BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KONVANSİYONEL, EKSİLTMELİ VE TABAKALI ÜRETİM YÖNTEMLERİ
İLE FARKLI YÜKSEKLİKLERDE ÜRETİLEN OKLÜZAL SPLİNT
MATERYALLERİNİN AŞINMASININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Yakup Doğan KAYGI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

Nisan, 2024

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca yenilikçi bakış açısı ve vizyonu ile kendime örnek aldığım, eğitimin temelini etik davranış olduğunu bana öğreten, bu çalışmanın her aşamasında sabrı ve anlayışıyla desteğini esirgemeyen, öğrencisi olmaktan onur duyduğum saygıdeğer hocam Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ'a,

Bilgi birikimlerini esirgemeyen, her zaman bir adım ötemizde beraber çalışma ve öğrenme imkanı bulduğum anabilim dalı öğretim üyelerinin her birine,

Öğrendiğim ilk haftan bugüne kadar eğitim serüvenini beraber yaşadığımız, asla pes etmeyen ve her zaman daha ileriye hedefleyen annem Fatma KAYGI ve babam Salih KAYGI'ya,

Tez yazımı ve uzmanlık alanında geçirdiği kolay süreci aynı şekilde bana yaşatan ve desteğini esirgemesi mümkün olmayan ablam Bilge Sultan KAYGI'ya,

Uzmanlık eğitim sürecimle beraber hayatımız için başka bir serüvene adım attığımız, tüm zorlu süreçlerde sevgisi ve gülümsemesi eksik olmadığı için eşim Aleyna YENİBAYRAK KAYGI'ya,

Uzmanlık eğitim sürecinin ilk dakikasından itibaren beraber olduğumuz, zorlu süreçleri ve mutlulukları beraber yaşadığımız asistan arkadaşlarımdan hepsine,

Teşekkürlerimi sunarım.

Nisan, 2024

Yakup Doğan KAYGI

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 20221004 numaralı proje ile desteklenmiştir.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Yakup Doğan KAYGI

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	ii
BEYAN.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SEMBOLLER VE KISALTMALAR.....	vi
TABLO LİSTESİ.....	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
ÖZET.....	x
SUMMARY.....	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Temporomandibular Eklem Rahatsızlıklarında Tedavi.....	3
2.1.1. Davranışsal tedavi	4
2.1.2. Fizik tedavi	4
2.1.3. Farmakolojik tedavi.....	5
2.1.4. Cerrahi tedavi	6
2.1.5. Oklüzal splint tedavisi	6
2.1.5.1. Oklüzal splint kullanım süresi	11
2.1.5.2. Oklüzal splintlerin tedavi yükseklikleri	12
2.1.5.3. Oklüzal splint yapımında kullanılan materyaller	13
2.1.5.4. Oklüzal splint yapım yöntemleri	16
2.1.5.4.1. Konvansiyonel üretim yöntemleri	17
2.1.5.4.2. Dijital üretim yöntemleri	18
2.2. Aşınma.....	23
2.2.1. Aşınmanın değerlendirilmesi.....	27
2.3. Mekanik Yaşlandırma.....	29

2.4. Termal Siklus ile Yaşlandırma	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	32
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	35
3.1.1. Konvansiyonel üretim yöntemi	35
3.1.2. Eksiltmeli üretim yöntemi	38
3.1.3. Eklemeli üretim yöntemi	41
3.2. Örneklerin Lazer Tarayıcıyla Taranması.....	45
3.3. Termal ve Mekanik Yaşlandırma	47
3.3.1. Termal yaşlandırma	47
3.3.2. Çiğneme simülatörü ve aşınma testi.....	48
3.4. Aşınmanın Ölçülmesi	50
3.5. İstatiksel Analiz	52
4. BULGULAR	53
4.1. Materyallerin Kalınlık Gruplarının Aylara Göre Karşılaştırılması	53
4.2. Materyallerin Kendi İçerisinde Kalınlık Farklılıklarının Aylara Göre Karşılaştırılması.....	58
5. TARTIŞMA	60
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	77
7. KAYNAKLAR	78

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

TMR: Temporomandibular Rahatsızlıklar

TME: Temporomandibular Eklem

CAD: Computer Aided Design

CAM: Computer Aided Manufacturing

3B: 3 Boyutlu

NSAİİ: Nonsteroid Antienflamatuvar ilaçlar

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

PMMA: Polimetil metakrilat

PEEK: Polieter Eter Keton

EVA: Etil Vinil Asetat

PET-G: Polietilen Tereftalat Glikol

PC: Polikarbonat

SLA: Stereolitografi

DLP: Digital Light Processing (Dijital Işık İşleme)

ISO: International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)

FDA: Federal Drug Administration

STL: Standard Triangle Language

USPHS: United States Public Health Service (Birleşik Devletler Halk Sağlığı Servisi)

N: Newton (Kuvvet)

n: Örnek Sayısı

Hz: Hertz

µm: Mikrometre

MPa: Megapaskal

UV: Ultraviole

°C: Santigrat Derece

mm: Milimetre

ml: Mililitre

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1: Örneklerin üretim yöntemleri ve içerikleri.....	34
Tablo 4.1: Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK materyalinde 2, 4 ve 6 mm kalınlık grubunda ölçümlerin aylara göre dağılımları.	53
Tablo 4.2: Eklemeli yöntemle üretilen Biomed Clear reçine materyalinde 2, 4 ve 6 mm kalınlık gruplarında ölçümlerin aylara göre dağılımları.	54
Tablo 4.3: Konvansiyonel yöntemle üretilen Probase materyalinde 2, 4 ve 6 mm kalınlık gruplarında ölçümlerin aylara göre dağılımları.	56
Tablo 4.4: Eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA materyalinde 2, 4 ve 6 mm kalınlık gruplarında ölçümlerin aylara göre dağılımları.....	57
Tablo 4.5: 2, 4 ve 6 mm kalınlık grubunda materyallerin kendi içerisinde aylara göre aşınma değerlerinin dağılımı.	58

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: A) Stabilizasyon splinti. B) Stabilizasyon splintinin ağız içindeki görünümü	8
Şekil 2.2: A) Anterior konumlandırma splinti. B) Anterior konumlandırma splintinin ağız içindeki görünümü.....	8
Şekil 2.3: A) Anterior ısırma plağı. B) Anterior ısırma plağının ağız içi görünümü ...	9
Şekil 2.4: A) Posterior ısırma plağı. B) Posterior ısırma plağının ağız içi görünümü .	9
Şekil 2.5: A) Pivoting splint. B) Pivoting splintin ağız içi görünümü	10
Şekil 2.6: A) Yumuşak splint. B) Yumuşak splintin ağız içi görünümü.....	10
Şekil 2.7: Eksiltmeli üretim yöntemi için belirtilen eksenler.....	19
Şekil 2.8: 3 Boyutlu yazıcıların üretim teknolojilerine göre sınıflandırılması	20
Şekil 2.9: SLA teknolojisi ile üretim için yapı parçaları.....	21
Şekil 2.10: 4 aşınma türünün şematik olarak gösterimi	25
Şekil 3.1: A) Silikon kalıplar ile mum örneklerin elde edilmesi. B) Mum örneklerin muflalama işlemi için alçıya yerleştirilmesi.....	35
Şekil 3.2: Sıcak akrilik materyalinin yerleştirilmesi için mum örneklerin sıcak su ile giderilmesi.....	36
Şekil 3.3: ProBase ısı ile polimerize olan akrilik toz ve likit.....	36
Şekil 3.4: Muflaların 80 bar basınç altında bekletilmesi.	37
Şekil 3.5: Mufla kaynatma cihazı.	37
Şekil 3.6: Geleneksel yöntemle üretilen ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin boyutları	38
Şekil 3.7: Üretim için blok üzerinde örneklerin tasarımı.....	39
Şekil 3.8: 5 akslı CORiTEC 550i frezeleme cihazı	39
Şekil 3.9: Frezeleme işlemi sonrası A) PEEK blok B) PMMA blok.	40
Şekil 3.10: Örneklerin bağlantı yüzeylerinin giderilmesi.	40
Şekil 3.11: Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK örneklerin boyutları.....	41
Şekil 3.12: Eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA blok örneklerin boyutları.....	41
Şekil 3.13: Örneklerin üretim tablasındaki konumlarının belirlenmesi.....	42
Şekil 3.14: A) 3B yazıcıdan çıkarılabilir örnekler. B) Örneklerin üretim tablasından çıkarılması.....	42
Şekil 3.15: Kırılma işleminin gerçekleştirilmesi.....	43

Şekil 3.16: Eklemeli yöntemle üretilen 3B baskı reçinesi örnekleri boyutları.	43
Şekil 3.17: Minitech 233 parlatma cihazı.	44
Şekil 3.18: A) Geleneksel yöntemle üretilen örnekler. B) Eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA örnekler. C) Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK örnekler. D) Eklemeli yöntemle üretilen örnekler.	44
Şekil 3.19: Çalışmada kullanılan 120 adet örnek.	45
Şekil 3.20: Sirona inEos X5 laboratuvar tarayıcısına örneklerin yerleştirilmesi.	46
Şekil 3.21: Örneklerin taramalarının gerçekleştirilip STL verilerin elde edilmesi.	46
Şekil 3.22: SD Mechatronik Thermocycler termal yaşlandırma cihazı.	47
Şekil 3.23: Çiğneme simülatörünün haznesine yerleştirilen örneklerin sistemi.	48
Şekil 3.24: CS-4.4 SD Mechatronik çiğneme simülatörü.	49
Şekil 3.25: Çiğneme simülatörü bilgisayar sistemine verilerin aktarılması.	49
Şekil 3.26: Çiğneme simülatöründe örnekler için gerçekleştirilen döngü sayıları.	50
Şekil 3.27: Tarama verilerinin tersine mühendislik programına aktarılması.	50
Şekil 3.28: Aşınmanın gerçekleştiği alanın belirlenmesi.	51
Şekil 3.29: Aşınma miktarının hacimsel olarak hesaplanması.	51

KONVANSİYONEL, EKSİLTME Lİ VE TABAKALI ÜRETİM YÖNTEMLERİ İLE FARKLI YÜKSEKLİKLERDE ÜRETİLEN OKLÜZAL SPLİNT MATERYALLERİNİN AŞINMASININ DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; konvansiyonel, eksiltmeli ve tabakalı üretim yöntemleriyle farklı yüksekliklerde üretilen oklüzal splint materyallerinin farklı zaman dilimlerinde termal ve mekanik yaşlandırma sonrası aşınma değerlerinin incelenmesidir.

Konvansiyonel yöntemle ısı ile polimerize olan akrilik rezin, eklemeli yöntemle 3B baskı ile reçine ve eksiltmeli yöntemle PEEK ve PMMA bloktan elde edilen oklüzal splint materyalleri 2 mm, 4 mm ve 6 mm olarak 3 farklı yükseklikte, her yükseklik grubu için 10 örnek, toplamda 120 örnek 20 mm çapında üretilmiştir. Örneklerin aşınma değerlerin üretim sonrası 1 ay, 3 ay ve 6 ay klinik zaman dilimlerine denk gelen sürelerde termal ve mekanik yaşlandırma uygulanması sonucu karşılaştırılmıştır. 1 aylık zaman dilimine denk gelen sürede örnekler önce 5-55 °C termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Termal yaşlandırma uygulanan örnekler 1 aylık zaman dilimine denk 20.000 döngüde çiğneme simülatöründe mekanik yaşlandırma uygulanmıştır. Örnekler 1 aylık zaman dilimi termal ve mekanik yaşlandırma sonrası oluşan aşınma laboratuvar tarayıcısı ile dijital ortama aktarılmıştır. Elde edilen veriler Geomagic DesignX tersine mühendislik programına aktarılıp, işlem uygulanmamış örnek verileriyle karşılaştırma yöntemi uygulanarak hacim kaybı mm³ cinsinden elde edilmiştir. 3 aylık ve 6 aylık zaman dilimleri için uygulanacak termal ve mekanik yaşlandırma sonucu aşınma ile oluşan hacim kaybının ölçümü aynı şekilde gerçekleştirilmiştir.

Elde edilen verilerin normallik testlerine Shapiro-Wilk testi ile bakılmıştır. Verilerin normal dağılmamasından dolayı gruplar arasındaki karşılaştırmalara Kruskal-Wallis H testi ile grup içi karşılaştırmalara ise Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır. Örneklerin aşınma öncesi ve aşınma sonrası karşılaştırması Wilcoxon testi ile bakılmıştır. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup, $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

Çalışmamızda yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre farklı üretim yöntemiyle üretilen her örnek grubunda 6 aylık zaman dilimindeki aşınma oranı istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek ($p < 0,05$), 1 aylık zaman dilimindeki aşınma oranı istatistiksel olarak anlamlı derecede en düşük ($p < 0,05$) olduğu izlenmiştir. Örneklerin 1 aylık zaman diliminde kendi içlerindeki farklı yükseklik farklılıklarında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0,05$). 3 ve 6 aylık zaman diliminde örneklerin kendi yükseklik grupları içinde konvansiyonel yöntemle ısı ile polimerize olan ProBase materyali dışında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0,05$).

Aynı yükseklik grubunda materyallerin farklı zaman dilimlerinde karşılaştırmasında eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK materyali istatistiksel olarak anlamlı derecede en düşük aşınma değerlerini($p<0,05$), eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA blok istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek ($p<0,05$) aşınma değerlerini göstermiştir. Konvansiyonel yöntem ve eklemeli yöntemle üretilen oklüzal splint materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$).

Anahtar Kelimeler: Konvansiyonel üretim, Eksiltmeli üretim, Tabakalı üretim, Oklüzal splint, Aşınma, Termal yaşlandırma, Mekanik Yaşlandırma, PEEK, PMMA.



EVALUATION OF WEAR OF OCCLUSAL SPLINT MATERIALS PRODUCED AT DIFFERENT HEIGHTS USING CONVENTIONAL, SUBTRACTIVE AND ADDITIVE MANUFACTURING METHODS

SUMMARY

The purpose of this study; It is the examination of the wear values of occlusal splint materials produced at different thickness by conventional, subtractive and additive manufacturing methods after thermal and mechanical aging in different time periods.

Occlusal splint materials obtained from acrylic resin polymerized by heat with the conventional method, resin with 3D printing with the additive method, and PEEK and PMMA blocks with the subtractive method were used in 3 different thickness as 2 mm, 4 mm and 6 mm, 10 samples for each thickness group, 120 samples in total. It is produced in 20 mm diameter. The comparison of the wear values of the samples was compared as a result of applying thermal and mechanical aging for periods corresponding to the clinical time periods of 1 month, 3 months and 6 months after production. The samples were first subjected to a 5-55 °C thermal aging process for a period of 1 month. The thermally aged samples were mechanically aged in a chewing simulator for 20,000 cycles, equivalent to a period of 1 month. The wear of the samples after thermal and mechanical aging for a period of 1 month was transferred to the digital environment with a laboratory scanner. The obtained data was transferred to the Geomagic DesignX reverse engineering program and the volume loss was obtained in mm³ by applying the overlay method with the untreated sample data. The measurement of volume loss due to wear as a result of thermal and mechanical aging for 3 month and 6 month periods was carried out in the same way.

Normality tests of the obtained data were checked with the Shapiro-Wilk test. Since the data were not normally distributed, comparisons between groups were made with the Kruskal-Wallis H test and within-group comparisons were made with the Mann-Whitney U test. Comparison of the samples before and after wear was made using the Wilcoxon test. 0.05 was used as the significance level, and if $p < 0.05$ it was stated that there was a significant difference, and if $p > 0.05$ it was stated that there was no significant difference.

According to the results of the statistical analysis conducted in our study, in each sample group produced with different production methods, the wear rate in the 6 month period is statistically significantly highest ($p < 0.05$), and the wear rate in the 1 month period is statistically significantly lowest ($p < 0, 05$) was observed. There was no statistically significant difference in the thickness differences between the samples within a 1 month period ($p > 0.05$). During the 3 and 6 month period, no statistically significant difference was observed within the thickness groups of the samples, except for the ProBase material, which was polymerized with heat using the conventional method ($p > 0.05$).

In the comparison of materials in the same thickness group in different time periods, the PEEK material produced by the subtractive method showed the statistically significantly lowest wear values ($p<0.05$), while the PMMA block produced by the subtractive method showed the statistically significantly highest ($p<0.05$) wear values. There was no statistically significant difference between the occlusal splint materials produced by the conventional method and the additive method ($p>0.05$).

Key Words: Conventional Manufacturing, Subtractive Manufacturing, Additive Manufacturing, Occlusal Splint, Wear, Thermal Aging, Mechanical Aging, PEEK, PMMA.



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Temporomandibular rahatsızlıklar (TMR), temporomandibular eklem (TME) kompleksini, çevresindeki kas, iskelet sistemi ve nöromüsküler oluşumları içine alan genel tanımdır. TMR'nin etiyojisi çok faktörlüdür ve biyolojik, sosyal, duygusal ve çevresel unsurları içerir. Yaygın semptomlar arasında eklem, kulak, baş, yüz ağrısı ve işlev bozukluğu bulunmaktadır. Teşhis, öykü ve fiziksel muayeneye dayanır. TMR tedavisi için hasta eğitimi, bilişsel davranış terapi, farmakoterapi, fizik tedavi ve oklüzal apareyler kullanılmaktadır [1].

Tedavi yöntemlerinden oklüzal apareyler tedavi seçeneği olarak öncelikli tercih edilmektedir. Oklüzal stabilizasyon splintleri, oklüzal aparey formları arasında yüksek performans gösterir [2]. Oklüzal splintler oklüzal temasları değiştirmekte, çene kaslarının işlevini geliştirmekte ve disk-kondil ilişkisini yeniden konumlandırmaktadır [3]. Oklüzal splint kullanılması, TME'ye kan akışını geri kazandırır ve mandibular kondil ile mandibular fossa arasında boşluk oluşturarak TME'deki eklem içi basıncı azaltır, bu da TME ağrısının azalmasına neden olmaktadır [4].

Oklüzal splint kullanımı, TMR'lerin tedavisinde yaygın olarak kabul edilse de splintin 1-15 mm arasında farklı yüksekliklerde kullanıldığını ve farklı yükseklikteki splintlerin TMR ile ilişkili semptomlar üzerindeki etkinliğinin farklı olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, splint yüksekliğinin seçimi, tedavinin etkinliğini belirlemede önemli bir faktör olmaktadır [5,6].

Oklüzal splintlerin tedavi süresi literatürde kısa dönem olarak ilk üç aylık dönemi kapsayan süreler için, uzun dönem tedaviler ise üç aydan fazla süren tedaviler olarak yer almaktadır. Günün 24 saati oklüzal splintin kullanımı eklem ve oklüzal stabilizasyonun elde edilmesini sağlamaktadır. Stabilizasyon splintinin tüm gün kullanımı ya da uyku sırasında kullanılması tam zamanlı ve yarı zamanlı olarak belirlenmektedir [7].

Oklüzal splintlerin yapımı konusunda çok sayıda yöntem önerilmiştir. Konvansiyonel üretimde en sık kullanılan yöntemler, modellerin artikulatöre alınması ve mumdun hazırlanan splintin sıcak akriliğe çevrilmesi ve bunun yanında şeffaf plaklar üzerine soğuk akrilik uygulanarak yapılmasıdır [8]. Gelişen teknoloji ile diş hekimliğinde el imalatı yerini çeşitli üretim aşamalarında dijital iş akışı tercih edilmektedir. Temel olarak dijitalleşen iş programı üç ana kısımdan oluşmaktadır. İlk adım farklı tarama cihazlarından verilerin elde edilmesidir. Elde Edilen verilerin bilgisayar destekli yazılım tasarımı (Computer Aided Design-CAD) ile istenilen tasarım yapılmakta ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing-CAM) ile tasarlanan ürün üretilmektedir [9,10].

Dijital üretim teknolojisinde eksiltmeli yöntem, oklüzal splintlerin kullanılacak polimerden oluşan bloktan frezelenerek elde edilmesiyle gerçekleşir. Polimer bloktan üretilen apareylerden sonra kalan kullanılmayan malzeme fazlalığı bu yöntemin dezavantajı olarak gösterilmektedir. PMMA bloklar için yüksek çift bağ dönüşüm derecesi ve polimerizasyon büzülmesinin önüne geçilmesi üretim yönteminin materyale bağlı avantajı olarak bildirilmektedir [11].

Eklemeli üretim teknolojisi, üç boyutlu (3B) yazıcıların kullanıldığı, yüksek kuvvet uygulaması olmadan malzeme israfının azaltılmasına dayalı daha kompleks ürünlerin üretilmesini sağlamaktadır. Eklemeli (tabakalı) üretimde, eksiltmeli yöntemden farklı olarak materyaller katman üzerine katman eklenerek gerçekleşir [10]. Üretim yöntemleri ve kullanılan materyallerin mekanik özellikleri klinik önem taşımaktadır [12]. Düşük aşınma direnci gibi kısıtlı mekanik özelliklere sahip materyaller oklüzal temasın stabilizasyonunu engeller ve splintin kullanım ömrünü kısaltır [13].

Çiğneme simülatörleri kullanılan dental ürünlerin klinik aşınmalarını in vitro ortamda taklit etmesi amacıyla geliştirilmişlerdir. İki gövdeli çiğneme simülatörleri, farklı kuvvet değerleri, uygulanan kuvvetin süresi ve sıklığını içeren ağız ortamının biyolojik değişikliklerini sağlayarak, materyallerin aşınma dirençlerini karşılaştırmaktadır [14].

Bu çalışmanın amacı, konvansiyonel, eksiltmeli ve tabakalı üretim yöntemleriyle üretilen farklı yüksekliklere sahip 4 oklüzal splint materyalinin farklı zaman periyodlarında meydana gelen aşınma miktarlarını ölçmek ve karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Temporomandibular Eklem Rahatsızlıklarında Tedavi

TME, temporal kemiğin glenoid fossası ve mandibulanın kondil başı arasında, özelleşmiş yoğun fibröz bağ dokusu yapısını, eklem diskini, ayrıca ligamentler ve kasları içeren karmaşık bir yapıdır. TME ginglimoartroidal eklem sınıflamasında yer almaktadır [15].

TMR, çiğneme sisteminde yer alan kasları ve TME'yi ilgilendiren, fonksiyonel rahatsızlıkların tümünü içeren genel bir terimdir [8]. Stomatognatik sistemin üç ana elemanı olan çiğneme kasları, çene eklemi ve oklüzyon arasındaki dengeyi yapısal, postural, psikolojik ve benzeri çok sayıda etkene bağlı olarak bozulması sonucunda TMR ortaya çıkar, sıklıkla ağrı ve mandibular hareketlerde kısıtlanmaya yol açan rahatsızlıklar oluşur [15]. Hastanın mevcut oklüzal durumu, travma, emosyonel stres ve parafonksiyonel alışkanlıklar TMR ile ilgili temel etiyolojik faktörlerdir [8]. TMR'de eklem ağrının gerçek kaynağı olabileceği gibi pulpitis, otitis media, parotitis ve trigeminal nevralji de ağrıya sebep olabilir [16]. TMR için tek faktörü sorumlu tutmak doğru değildir birçok faktör etkilidir. Oklüzyon bozukluğu en sık görülen faktör olarak dikkat çekmektedir. Fonksiyonel maloklüzyon, oklüzal durumun değişmesinden etkilenir. Bu durum için risk faktörleri; dil ve yanak ısırma, parmak emme, sakız çiğneme, kalem ısırma, tırnak yeme ve bruksizmdir [17].

Etiyolojik faktörlerin fazla olması hastalara yaklaşımında çeşitlendirilmesini gerektirir. Başarılı tedavi için hastadaki etiyolojik faktörlerin doğru analiz edilmesi ve altta yatan nedene odaklı tedavi uygulanması önemlidir [8]. TMR tedavisi için davranışsal tedavi, fizik tedavi, farmakolojik tedavi, cerrahi tedavi ve oklüzal splint tedavisi yaklaşımları uygulanmaktadır [18]. Uygulanacak ilk tedaviler konservatif,

non-invaziv ve geri dönüşümlü olmalı, ileri ve sonuç alınmayan vakalarda invaziv, geri dönüşümsüz tedavi yöntemlerine başvurulmalıdır [8].

2.1.1. Davranışsal tedavi

Davranışsal tedavilerin, ağrı semptomlarında TMR tedavilerinde etkinliğini gösteren çalışmalar mevcuttur. Tedavi yöntemleri hasta eğitimi, relaksasyon eğitimi, stres yönetimi ve bilişsel davranışçı terapiyi içerir [18].

Kişisel bakım programının başarısı, kompleks olmayan bir TMR için genellikle yeterlidir. Hasta bakım rutini eğitimi, mandibula fonksiyonunun istemli olarak azaltılması, evde fizyoterapi programı, alışkanlıkların farkındalığı ve değiştirilmesini içermektedir. Etkilenen bölgelere nemli ısı veya buz içeren bir ev fizyoterapi programı, etkilenen kaslara masaj ağrıyı azaltabilir ve ağız açıklığını artırabilir. Hastaya bilgilendirme yapıldığında basit alışkanlıklar sıklıkla azalsa da inatçı alışkanlıkları değiştirmek kapsamlı stres yönetimi ve danışmanlık programları gerektirebilir. Uzun süre devam eden ağrısı olan ve birden çok tedavi başarısızlığı yaşayan hastalar için uzman tarafından derinlemesine psikolojik değerlendirme ve tedavi önerilir [19].

Bilişsel davranışçı tedavinin kronik TMR için, oklüzal splint ile tedavisine karşı etkinliğini değerlendirilen çalışmada iki tedavide benzer miktarlarda klinik olarak anlamlı iyileşmeyle ve ağrı yoğunluğunda önemli azalmalar sağlamıştır. Bilişsel davranışçı tedavi alan hastalar, tedaviden memnuniyet ve ağrıyla baş etme becerilerinde önemli ölçüde gelişme göstermiştir [20]. TMR için psikososyal müdahalelerin non-invaziv olması göz önüne alındığında, etkinliği sınırlı olan veya hiç olmayan diğer invaziv ve geri dönüşü olmayan tedavilere tercih edilmelidir [21].

2.1.2. Fizik tedavi

TMR için çeşitli fizik tedavi müdahalelerinin etkinliğini inceleyen çalışmalar analiz edildiğinde aktif egzersizler, manuel terapi, postüral düzeltme ve gevşeme tekniklerinin kombinasyonları etkili olabilir [22]. Manuel terapinin TMR yönetiminde etkili olduğu bilinmektedir. Ancak manuel terapi, farklı vücut bölgelerine uygulanan farklı yaklaşımları içeren geniş bir terimdir [23]. Manuel terapi ve egzersiz, TMR için diğer konservatif tedavilere karşı üstünlüğüne dair net bir gösterge olmaksızın düşük ila orta düzeydedir. Bununla birlikte, manuel terapi tek başına, çene veya servikal

seviyedeki egzersizlerle kombinasyon halinde umut verici etkiler göstermiştir [24]. Tekniğe bağlı olarak manuel terapinin TMR belirtileri ve semptomları olan kişilerde ağrı, maksimum ağız açıklığını iyileştirdiğine dair çeşitli kanıtlar vardır [25]. TMR için konservatif ilaç tedavisine ek fizyoterapi, servikal omurga ve temporomandibular seviyedeki ağrı ve kas spazmlarında azalma göstermektedir. Fizyoterapi tedavileri, temporomandibular ve servikal seviyedeki fonksiyonel durumu koruyarak günlük yaşam kalitesinin artmasına katkıda bulunabilir [26].

2.1.3. Farmakolojik tedavi

Biyokimyasal ve fizyolojik etkenlerin TMR'ye neden olduğu bilinmekle beraber kesin bir patoloji ortaya koyulamamıştır. Farmakolojik tedavi eklem ile alakalı ağrı şikayetlerinde destek tedavi olarak kullanılmaktadır [27].

İlaç grupları olarak non-steroid antiinflamatuvarlar (NSAİİ), opioid analjezikler, trisiklik antidepresanlar, kas gevşeticiler, benzodiazepinler, steroidler ve lokal anestezipler önerilmektedir [28]. TMR ile ilişkili ağrıları gidermek için teorik olarak çok sayıda farmakolojik hedef olmasına rağmen, TMR popülasyonunda ilaçların etkinliğini ve güvenliğini açıkça ortaya koyan kanıta dayalı literatür sınırlıdır [29]. Farmakolojik ajanlar, TMR'de tek başına veya fizyoterapi, oklüzal splint ve cerrahi müdahale gibi diğer yaklaşımlarla kombinasyon halinde uygulanır. Araştırmacılar ve klinisyenler oral uygulama, eklem içi enjeksiyon, kas enjeksiyonu, merhem ve krem gibi topikal uygulama dahil olmak üzere birkaç farklı ilaç kullanım yolunu benimsemişlerdir [30].

TMR'de ağrı ve kıkırdak dejenerasyonu ile birlikte iltihaplanma görülür. Bu nedenle, TMR'de inflamatuvar sitokinlerin salınımını engelleyen NSAİİ ve kortikosteroidler gibi ilaçlar reçete edilir. NSAİİ'lerin, siklooksijenazı inhibe ederek prostaglandin sentezini bloke etme yetenekleri gibi analjezik ve antiinflamatuvar etkileri, bu tür ilaçları TMR'li hastalarda hafif ila orta şiddette inflamatuvar ağrı için birinci basamak seçenekler arasında yer almaktadır [29]. Kortikosteroid, prostaglandinlerin ve lökotrienlerin türetildiği arasıdonik asit salınımını engelleyebilen başka bir güçlü antiinflamatuvar ilaçtır. Genellikle lokal anestezi ile seyreltilmiş glukokortikoidler, güvenli kullanımı, daha az sistemik maruz kalma ve az yan etki gibi potansiyel avantajları nedeniyle TMR'li hastalarda yaygın şekilde kullanılır [31].

Botulinum toksin, TMR ve semptomlarına yol açan kas gerginliğini azaltmak amacıyla uygulanmaktadır. Asetilkolin salınımını nöromusküler kavşakta inhibe eder ve ilgili kasta kontraksiyonu engeller. İntramusküler enjeksiyonu tekrarlayan TME dislokasyonları gibi eklem içi rahatsızlıkların, masseter ve temporal kas hipertrofilerinin, bruksizm, miyofasiyal ağrı sendromu ve tetik noktaların tedavisinde önemli bir tedavi basamağı haline gelmiştir. Tetik noktalara enjeksiyonu miyofasiyal kökenli ağrıyı hafifletir, indirekt olarak da kasların kasılma gücünü düşürerek ekleme gelen yükleri azaltır [32].

2.1.4. Cerrahi tedavi

Konservatif tedavilerin etkisiz olduğu durumlarda orta ve şiddetli ağrı ile görülen işlev bozukluğunda cerrahi tedaviler uygulanmaktadır. Bu durumlara istisna olarak akut disk adezyonlarında ilk seçenek olarak artrosentez ve artroskopi gibi cerrahi tedavilerine başvurulabilir [33].

Eklem boşluğu içerisindeki enfekte sinoviyal sıvının çıkarılması ve istenilen viskozitenin sağlanması için lavaj işlemiyle uygulanan hidrolik basınçla adezyonların ortadan kaldırılması artrosentez işlemidir. Dejeneratif eklem rahatsızlıkları durumunda ağız açıklığının artması, ağrının azalması, mandibular fonksiyonun iyileşmesi üzerinde etkilidir [34].

Artroskopi, artroskop ile eklem görünümlenerek, adezyonların yıkımını, eklem boşluğunun irrigasyonunu ve eklem mobilizasyonunu sağlayan minimal invaziv bir işlemdir. Eklem hipomobilitesine sekonder olarak fibröz dejenerasyon, osteoartrit ve adezyon durumlarında endikedir [35]. Artroskopinin artrosenteze kıyasla postoperatif 12 aylık takibi sonrası ağız açıklığı değerlerinde etkisinin olduğu, ağrı konusunda farklılık olmadığı belirtilmiştir [36].

Artroplasti, tekrarlayan osteoartrit dejenerasyonlarında erozyon, osteofit ve eklem içi düzensizlikleri gidermek için eklem yüzeyinin yeniden şekillendirilmesidir [37]. Diskin yeniden konumlandırılması, restore edilmesi, diskin greftlenmesi ve diskektomi tedavileri mevcuttur [38].

2.1.5. Oklüzal splint tedavisi

Oklüzal apareyler destek alacağı dişlerin oklüzal ve insizal kısımlarına oturan ve karşıt çenedeki dişlerle oklüzal temas halinde olan hareketli apareylerdir. TMR

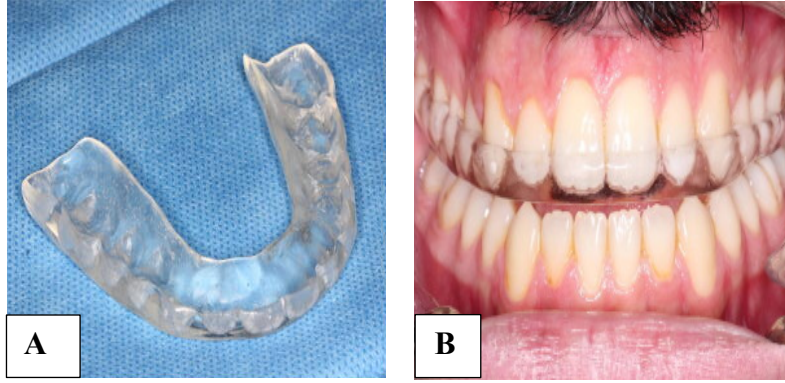
tedavisi için kullanılan oklüzal splint, stabilizasyon splinti, interoklüzal splinti ve ısırma plağı olarak adlandırılır.

Oklüzal splint tedavisi, stabil ve dengeli oklüzyon oluşturarak eklem ve çiğneme kaslarının fonksiyonlarının iyileştirilmesi, oklüzal çatışmaların ve parafonksiyonel alışkanlıkların ortadan kaldırılmasını ve ağrı semptomunun giderilmesini hedefler. Kondil pozisyonunun değiştirilmesi ile kas ve iskeletsel yapının stabil ve uyumlu şekilde fonksiyon göstermesini sağlar. Splintin yüksekliği ile dikey boyut artışı kas aktivitesinin azalmasını sağlar. Anormal diş temaları ve çene hareketlerinin hasta tarafından farkındalığı artırılır. Oklüzal splintin kullanımıyla proprioseptif liflerin ve stomatognatik periferel sinirlerin santral sinir sistemini uyarması ile parafonksiyonel hareketler azalır. Genel olarak tedavinin başarısı kullanılan splintin türüne, üretim şekline, uyumlarının iyi analiz edilmesine ve hastanın tedaviye olan güvenine bağlıdır [8].

Tedaviye yönelik farklı tasarımlarda oklüzal splintler mevcuttur. Splintin seçimi için detaylı anamnez ve klinik muayene sonrası tanı konulması önemlidir. Tedavilerde sıklıkla stabilizasyon splinti ve anterior konumlandırma splinti kullanılmaktadır. Yumuşak splint, pivoting splint, anterior ve posterior ısırma plakları diğer splint tipleridir.

- **Stabilizasyon splinti**

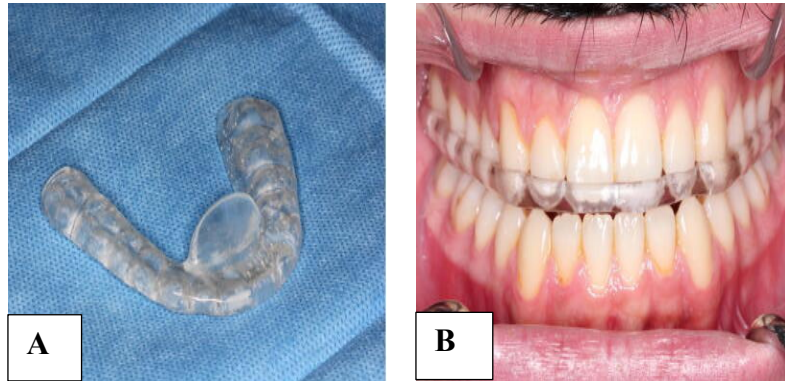
Kas relaksasyon (gevşetici) splint olarak da isimlendirilir, kasları gevşeterek ağrıyı azaltmak için kullanılır. Genellikle kas ve eklem ağrısı, hareket kısıtlılığı gibi durumlarda tercih sebebidir. Miyospazm, miyozit ve miyofasiyal ağrı sendromu tedavisinde etkili olarak kullanılır. Travma sonrasında retrodiskit tedavisinde hasar görmüş dokuya gelen kuvveti düşürerek iyileşmeye katkı sağlar. Maksillar ve mandibular çenede kullanılabilir. Üst çene uygulamasında daha fazla dokudan destek alarak daha stabil bir kullanım sağlar. Stabilizasyon splintinde sentrik ilişkiye uygun şekilde temas alanları oluşturulması gerekmektedir. Bilateral manipülasyon tekniği ile sentrik ilişki sağlanarak bu pozisyon hazırlanan anterior jig üzerine kaydedilmelidir [8].



Şekil 2.1: A) Stabilizasyon splint. B) Stabilizasyon splintinin ağız içindeki görünümü [39].

- **Anterior konumlandırma splint**

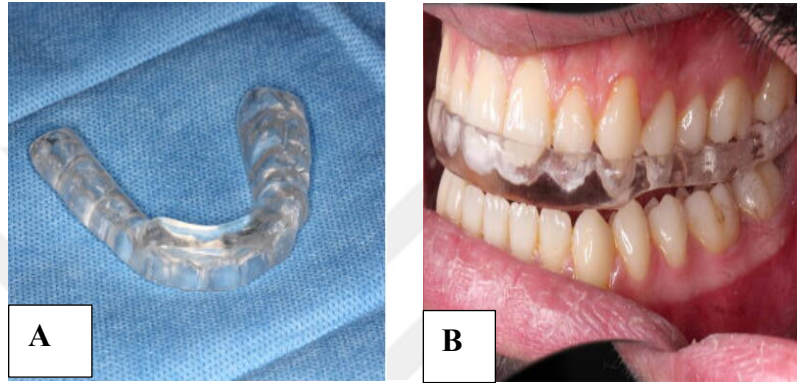
Mandibulayı daha ön konuma getirmesiyle ortopedik konumlandırma splint olarak da isimlendirilir. Mandibulanın öne getirildiği ağız açma ve kapama sırasında ağrı veya ses semptomunun giderildiği yer işaretlenerek, alt çeneyi bu konuma yönlendirmesi için akrilik rampa bu alana yapılır. Retrodiskal alanın adaptasyonu ve baskısını önlemek için, kondillerin öne doğru hareketi hedeflenir. Uzun tedavi sürelerinde diş konumlarında ve iskeletsel olarak meydana getireceği hasarlardan dolayı kısa süreli kullanımı uygundur. Eklemde kilitlenme, klik sesi ve redüksiyonlu disk deplasmanı görülen bireylerde kullanılmaktadır [8].



Şekil 2.2: A) Anterior konumlandırma splint. B) Anterior konumlandırma splintinin ağız içindeki görünümü [39].

- **Anterior ısırma plağı**

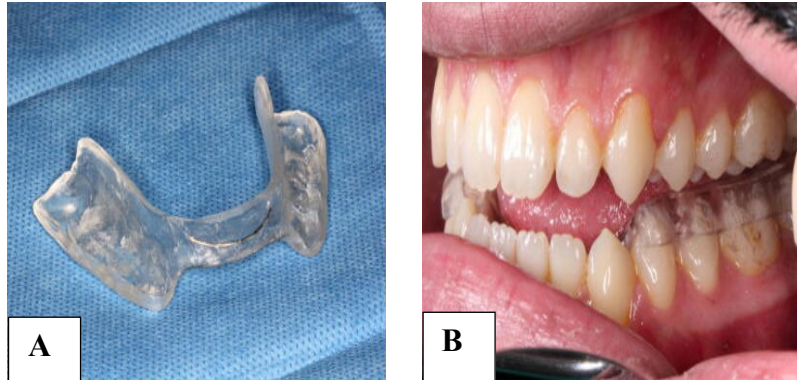
Mandibular anterior dişlerin temasının sağlandığı üst çeneye uygulanan splint türüdür. Posterior dişlerin çiğneme sistemi üzerinde oluşturduğu etkinin kaldırılması hedeflenir. Dişlerin temas alanlarının farklılığından dolayı oklüzyonda akut değişikliklere neden olacağı için kısa tedavi sürelerinde kullanılmalıdır. Uzun tedavi sürelerinde teması olmayan posterior dişlerin supra erüpsiyonu sonucu anteriorda açık kapanış meydana gelebilir. Lucia jig, Hawley ısırma plağı ve anterior deprogrammer olarak çeşitleri mevcuttur [8].



Şekil 2.3: A) Anterior ısırma plağı. B) Anterior ısırma plağının ağız içi görünümü [39].

- **Posterior ısırma plağı**

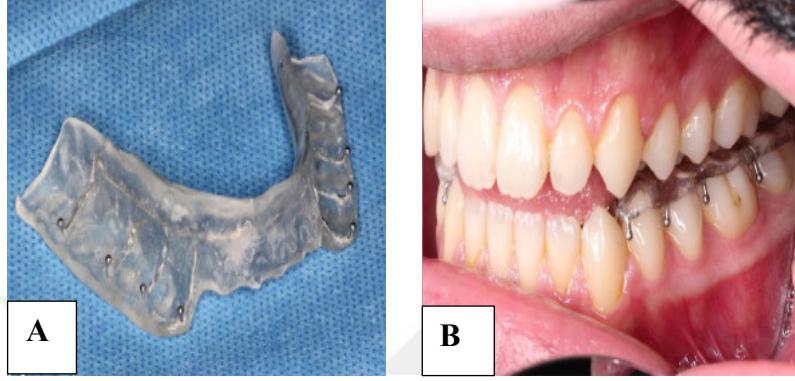
Genellikle posterior mandibular dişler üzerine yapılan, alt çene anterior dişlerin lingualinden geçen bar ile tasarlanan splint çeşididir. Mandibulanın repoziyonu ve dikey boyutun yüksek artışının hedeflendiği durumlarda kullanılır. Uzun ve sürekli tedavide kullanılması temas halinde olmayan dişlerin supra erüpsiyonu ve temas eden dişlerde intrüzyona sebep olur [8].



Şekil 2.4: A) Posterior ısırma plağı. B) Posterior ısırma plağının ağız içi görünümü [39].

- **Pivoting splint**

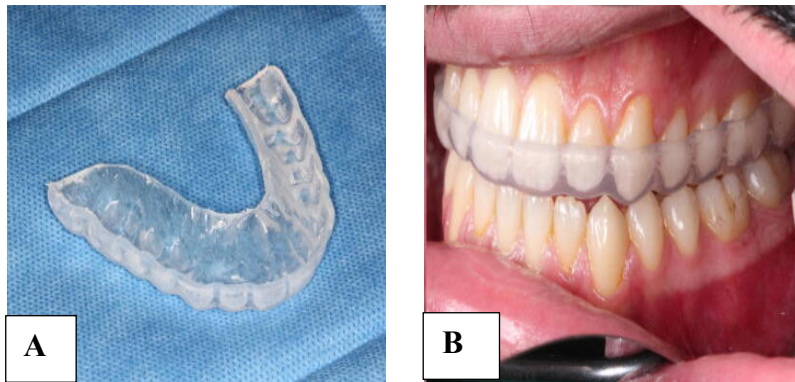
Genellikle tüm arkı kaplayan ve her bir ark kadranında tek bir posterior temasın bulunduğu sert akrilikten üretilen splint türüdür. Disk deplasmanı, dejeneratif eklem rahatsızlıklarının ve eklem sesinin tedavisinde kullanımı öne sürülmüştür. 1 haftadan fazla kullanımı önerilmez [8].



Şekil 2.5: A) Pivoting splint. B) Pivot splintin ağız içi görünümü [39].

- **Yumuşak splint**

Esnek materyallerden üretilen ve sıklıkla üst çeneye uygulanan splint çeşididir. Kronik sinüzitte posterior dişlerde meydana gelen hassasiyette, travma hafifletmek amacıyla sporcularda ve bruksizmde kullanımı önerilebilir. Kullanımı oklüzal değişikliklere ve diş pozisyonlarında değişikliklere neden olmamaktadır. TMR için sert akrilik splintten yapılan splintlerin semptomlar üzerine daha etkili ve daha hızlı bir seçenek olduğu belirtilmiştir [8].



Şekil 2.6: A) Yumuşak splint. B) Yumuşak splintin ağız içi görünümü [39].

2.1.5.1. Oklüzal splint kullanım süresi

Oklüzal splintlerin kullanımında ilk üç aylık süreç kısa dönem, üç ay sonrası devam eden süreç uzun dönem olarak yer almaktadır. Hastaların splint kullanması tüm gün ve uyku sırasında tam zamanlı ve yarı zamanlı olarak belirtilmektedir. Gün içinde 24 saat stabilizasyon splintinin kullanımı oklüzal stabilizasyonu çene pozisyonunun stabilizasyonu ile sağlamaktadır [7].

TMR vakalarının büyük bir kısmını oluşturan disk yer değiştirmesiyle ilişkili durumlarda anterior yeniden konumlandırma splinti etkili tedavilerden biri olarak kabul edilir. Uygulayıcıların tedavi hakkında farklı görüşleri olduğu göz önüne alındığında, endikasyonları ve operasyon yöntemleri farklılık göstermektedir. Kısa vadede etkisi belirgindir ve en yaygın yöntemleri alt çeneyi öne getirmek ve 3-6 ay boyunca günde 24 saat takmaktır. Bununla birlikte, uzun vadeli stabilite optimal değildir ve bu nedenle endikasyonlar dikkatle seçilmelidir. Özellikle, bu alandaki klinik çalışmaların çoğu, düşük kaliteli kanıtlara sahip vaka analizleridir [40].

Stabilizasyon splintinin kısa vadede ağrı sonucu üzerindeki etkisinin önemli ölçüde daha iyi olduğunu, uzun vadeli çalışmalarda ise etkinin kaybolduğu bildirilmiştir. Kısa vadede depresyona eğilimli hastaların psikolojisini etkileyebileceğini, ancak uzun vadede diğer tedavilerin bu belirli popülasyon için daha iyi olduğunu gösterilmiştir [7]. Stabilizasyon splinti 6 aylık kullanımda spontan ağrıda azalma ve hasta yaşam kalitesinde artış göstermektedir. Plasebo etkisi semptomların iyileştirilmesinde kısmen sorumlu olsa da uzun vadeli pozitif terapötik etki sürdürmeyeceği görülmektedir [41].

Stabilizasyon splinti ve kontrol apareyinin karşılaştırıldığı çalışmada 6 ve 12 aylık takiplerde hastaların miyofasyal ağrıda anlamlı bir azalma bulunmuştur. Olumlu tedavi sonucunun 6 ve 12 ay sonra da devam ettiği sonucunu desteklenmektedir [42].

Yapılan çalışmada 3 mm kalınlığındaki stabilizasyon splintlerinin TMR semptomları ilk 3 aylık dönemde toplam iyileşmesinde splintlerin kayda değer bir etkisi veya ilerlemesi bulunmamıştır. Ağız açıklığı ortalama 6 ayda 38, 67 mm'ye ve 12 ayda 41 mm'ye ulaşarak dikkat çekici bir başarı elde etmiştir. Dikkat çekici sonuçlar elde etmek için 3 mm splint tedavisinin en az 6 ay sürdürülmesi gerektiği sonucuna varılmıştır [43].

2.1.5.2. Oklüzal splintlerin tedavi yükseklikleri

Oklüzal splint kullanımı, TMR'lerin tedavisinde en yaygın yöntem olarak kabul edilse de TMR'lerin tedavisi için uygun dikey kalınlığının tartışmalı olmaya devam etmesi ve bunun için kapsamlı bir temel oluşturması, tam dikey kalınlığın seçimi için tartışma konusudur [43].

Literatürde, TMR'lerin tedavisinde 1 ile 15 mm arasında farklı kalınlıklarda splintlerin TMR ile ilişkili semptomlar üzerindeki etkinliğinin farklı olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle, stabilizasyon splintinin yüksekliğinin seçimi, tedavinin etkinliğini belirlemede önemli bir faktör olabilir [5, 6, 44, 45].

Farklı kalınlıklardaki oklüzal splintin TME stres dağılımı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Çalışma modeli olarak temel modele 5 farklı kalınlık seviyesinde (2, 3, 4, 5 ve 6 mm) oklüzal splint eklenmiştir. Diskin yer değiştirmesi ve gerilim dağılımı değerlendirilmiştir. Sonuçlar, oklüzal stabilizasyon splintinin disk ve bilaminar bölge stresini azaltabileceğini göstermiştir ve unilateral temporomandibular eklem redüksiyonsuz anterior disk deplasmanının tedavisi için 2 mm optimal kalınlık olarak kabul edilmiştir [46].

Yapılan çalışma 3 ve 5 mm kalınlığındaki splintlerin TMR'nin çeşitli klinik semptomlarını azaltabildiğini ve 5 mm kalınlığındaki splintlerin eklem sesi ve miyofasyal ağrı tedavisinde daha etkili olduğunu göstermiştir [44].

Disk düzensizliğinin tedavisinde etkili oklüzal splint dikey kalınlığını değerlendiren prospektif çalışmada manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ölçümlerine ve klinik sonuca dayanarak anterior disk deplasmanı için redüksiyonlu ve redüksiyonsuz sırasıyla 4 mm kalınlığında ve 6 mm kalınlığında splintler önerilmiştir [5].

Yapılan çalışmalarda 3 mm kalınlığında ve 6 mm kalınlığındaki splintlerin TME ile ilişkili kas bozukluklarının tedavisinde etkili olduğu öne sürülürken, diğer çalışmalarda 3 mm kalınlığındaki splintlerin konfor ve kullanım açısından 5 ve 6 mm'ye kıyasla tercih edildiği bildirilmiştir [45].

2.1.5.3. Oklüzal splint yapımında kullanılan materyaller

TMR tedavisinde sert veya yumuşak splintler sadece hastaların dişlerini değil, her türlü restorasyonu aşınmaya veya kırılmaya karşı korumak için kullanılır. Splintin tasarımı ve üretilmesinde klinisyen becerisi ve deneyimi önemli bir rol oynasa da uzun süreli tedavi planlandığında malzeme seçimi önemlidir [47].

- **Polimetil metakrilat (PMMA)**

PMMA, diş hekimliğinde çeşitli tipte protezler yapmak için biyomedikal malzeme olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır [48]. PMMA, cam ve polistirene kıyasla iyi darbe dayanımına sahip, güçlü, tok, hafif bir malzemedir [49]. PMMA'nın bazı dezavantajları vardır; kolayca hidrolize olabilen ester grupları nedeniyle birçok organik solvent ve kimyasalda şişer ve çözünür [50].

Kimyasal, ışık, mikrodalga ve ısı ile serbest radikallerin üretilmesiyle polimerizasyon reaksiyonu başlar. Monomer içerisine hidrokinon ve metil-eter kimyasal inhibitörlerinin eklenmesiyle polimerizasyon reaksiyonunu sonlandıracak çeşitli mekanizmalar vardır [51].

Isı ile polimerize olan akrilik rezin, toz ve sıvı formlarda bulunmaktadır. Protez kaideleri ve oklüzal splintlerin yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır [51]. Polimerizasyon reaksiyonu, her iki bileşenin karıştırılmasıyla başlar ve başlatıcıyı etkinleştirmek için ısı enerjisi gerekmektedir [52]. Monomerin polimerle uygun oranda karıştırılmasının ardından materyal aşamalardan geçerek polimerize olmaktadır. İlk olarak “ıslak kum” safhası ile monomerin polimer tarafından absorpsiyonu başlar. İkinci olarak “liflenme aşaması” materyal bir bütün haline gelmeye başlar ve polimerin özelliklerine göre 2-15 dakika arasında sürebilmektedir. Devam eden aşamada monomer tamamen polimer tarafından emilir ve “hamur” aşamasına geçilmiş olur. Bu noktadan sonra materyal mufla içerisinde basınç altında sıcak su içerisinde polimerize edilmelidir. Edilmediği durumda 40-50 dakika içerisinde “sert hamur” safhası başlayacaktır. Bu safhada materyal şekillendirilmek için uygun değildir. Başlatıcı olarak %0,5'in altında bulunan dibenzoil peroksitin parçalanması için gerekli olan sıcaklık, genellikle 60°- 75°C civarındadır. 74°C'nin ideal seviye olduğu belirtilmiştir. Sıcaklığın artmasıyla birlikte karbon çift bağları parçalanarak tek bağ oluşumu meydana gelir ve polimerizasyon işlemi başlar [53].

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler, otopolimerize, oda ısısında polimerize olabilen ya da soğuk akrilik olarak isimlendirilirler. Geçici hareketli protezlerin yapımında, kırık protezlerin tamirinde, hareketli ortodontik apareylerin üretiminde ve kişisel ölçü kaşıklarının hazırlanmasında yaygın olarak kullanılmaktadır [53]. Dimetil-p-toluidin gibi bir tersiyer amin başlatıcı, otopolimerize PMMA'ya eklenir, bu da benzoil peroksidi aktive ederek polimerizasyonu başlatmak için kimyasal olarak serbest radikaller üretir [54]. Otopolimerize akrilik rezinlerin ısı ile polimerize olan akrilik rezinlere göre daha düşük çekme ve kırılma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir [55]. Isı ile polimerize olan akrilik rezinlerin kırılma direnci 80 ila 95 MPa arasında değişirken kimyasal polimerize olan akrilik rezinlerin kırılma direnci 60- 70 MPa arasında değişmektedir. Benzer şekilde yüksek konsantrasyonda di benzoil peroksit ve tersiyer aminler kullanılmadan ısı ile polimerize olabilen akrilik rezinlerin renk stabilitesi, çözünürlüğü ve su emilimi özelliklerinin daha başarılı olmasını sağlar [53]. Otopolimerize akrilik rezinlerde polimerizasyon reaksiyonu hızlı gerçekleşir, bu durum artık monomer miktarının daha fazla olmasıyla sonuçlanır [56].

Mikrodalga enerjisi, akrilik rezinleri polimerize etmek ve iyileştirmek için kullanılabilen başka bir enerji kaynağıdır [57]. Mikrodalga enerjisi, saatlerce ısıtma ve ardından soğuma gerektiren geleneksel ısı ile polimerizasyon döngüsüne kıyasla, zaman etkinliğinin avantajına sahiptir [58]. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan sistemlerde ısı maddenin tümünde eş zamanlı olarak yayılmaktadır [59, 60]. Polimerizasyon için cam fiberle güçlendirilmiş plastik muflalar kullanılmaktadır. Mikrodalga enerjisi genellikle 500-600 Watt gücünde uygulanmaktadır [60, 61]. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonun avantajları; hızlı olması, ısının hızlı ve eşit dağılımı, laboratuvar işlemlerinin daha kısa sürmesi olarak sayılabilir. Kullanılan muflaların dayanıksız ve pahalı olması, birden fazla tepim işlemi olması durumunda materyalin kırılabilirliğinde artış olması ve akrilik dişlerle oluşturduğu zayıf bağ kuvvetleri dezavantajları olarak görülmektedir [57, 62].

Görünür ışıkla polimerize olan akrilik rezin, geleneksel başlatıcının ışığa maruz kaldığında aktive olan ve serbest radikaller üreten ışığa duyarlı bir madde (kamforokinon) ile değiştirilmesiyle elde edilir [51]. Kullanım alanları sabit, hareketli protez yapımı, protez astar materyali, protez kaidelerinin tamiri, kişisel kaide ve kaşık üretimi olarak sıralanabilir [63]. Polimerizasyon yüksek yoğunlukta kuvarz halojen lambalar ile oluşturulan 400-500 nanometrelik mavi ışıkla sağlanır [64]. Görünür

ışıkla polimerize olan akrilik rezinler uygulamanın kolay olması, artık monomer içermemesi, polimerizasyonunun hızlı ve biyouyumlu olması gibi avantajlara sahiptir. Polimerizasyon derecesinin aktivasyon için gerekli olan ışığın gücüne bağlı olması dezavantajına sahiptir [65,66]. Isı ile ve otopolimerize PMMA malzemeleriyle karşılaştırıldığında polimerizasyon büzülmesi, kalıntı monomerlerin varlığı ve bakteri yapışması azalır [67].

Dijital iş akışında PMMA 3B yazıcılar ile oluşturulabilir veya önceden polimerize edilmiş bloklardan freze edilebilir [12]. Dijital üretimle konvansiyonel üretimde oluşan üretici hatalarının azaltılmasının yanı sıra üretim süreci kısaltılır ve daha az zaman alan bir sonuç elde edilir [68]. Kazıma yöntemiyle PMMA bloklarından üretilen materyallerin kimyasal ve mekanik özelliklerinin markaya göre değiştiği bildirilmiştir [69, 70].

Diş hekimliğinde uzun süredir kullanılan akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin yetersiz olduğu alanlar ve bazı durumlarda alerjik reaksiyon göstermesi sebebiyle materyalin güçlendirilmesi ve alternatif sistemlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar sürdürülmektedir [71, 72].

• **Polietereterketon (PEEK)**

PEEK polimeri yarı kristalin termoplastik polimer sınıfının öne çıkan polimerlerinden biridir. PEEK, yüksek sıcaklık dayanımı (300 °C'yi aşan), yüksek mekanik ve kimyasal direnci olan Poliarileterketon polimer ailesinin bir üyesidir. PEEK materyali fiziksel ve kimyasal dayanıklılık, biyouyumluluk ve insan kemiğine yakın elastik modülüsü gibi uygun mekanik özelliklerden dolayı diş hekimliğinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Sabit ve hareketli protezlerde alt yapı malzemesi, iyileşme başlıkları, dental implantlar ve oklüzal splint materyali gibi pek çok alanda kullanılır. Doldurucusuz PEEK yaklaşık 4 gigapaskal elastik modülüne ve 100 megapaskal gerilim direncine sahiptir. PEEK elastik modülü yapısal katkı maddeleri kullanılarak ayarlanabilir. PEEK ile ilgili yapılan in vitro çalışmalar, 1200 N'dan daha yüksek kırılma değerleri sağladığını göstermiştir [73].

PEEK'e bakteri yapışması düşük olarak kabul edilir ve hipoalerjeniktir, dolayısıyla diğer polimerlere göre çok daha az aşırı duyarlılık reaksiyonunu tetikleyebilir. Mekanik özellikleri ilgi çekicidir çünkü doğal haliyle yani modifiye

edilmediğinde PEEK kortikal kemik ve dentin gibi doğal sert dokuya yakın bir davranış gösterir [74].

- **Polietilen tereftalat glikol (PET-G)**

Oklüzal apareyler ve ortodontik tutucular için kullanılan termoplastik bir polimerdir genellikle şeffaf renktedirler. Üretim için vakum cihazından ve kızılötesi ısı kaynağından oluşan termoform ünitesi gereklidir. Oklüzal splint materyali uygulanmasından daha çok ortodontik amaçla kullanımı daha sıktır. Daha kalın olarak kullanılmasının materyalin daha uzun ömürlü ve daha iyi stres dağılımına neden olduğu belirtilmiştir [75].

- **Etilen vinil asetat (EVA)**

Ağız koruyucularının ve yumuşak oklüzal splintlerin yapımında kullanılan termoplastik esnek bir polimerdir [76, 77]. Vinil asetat miktarı materyalin daha esnek, dayanıklı ve şeffaf olmasını sağlamaktadır. Materyalin kalınlığı şok emici etkisini arttırırken, materyalin su emme eğilimi nedeniyle hacimce artması kullanım konforunu düşürür [76].

- **Polyolefin**

Geliştirilmiş çekme ve yırtılma mukavemeti ve azaltılmış su emme eğilimiyle EVA ile benzer şekilde şok emme etkisine sahiptir [76].

- **Polikarbonat (PC)**

Diş renginde bulunabilen frezeleme ve 3B baskıyla üretilen polimerdir. Geleneksel PMMA ile karşılaştırıldığında daha düşük polimerizasyon büzülmesi ile daha iyi uyum sağlar. Yüksek esnekliği materyalin kalınlığının düşürülmesine karşın dayanıklılık sağlar [78].

2.1.5.4. Oklüzal splint yapım yöntemleri

Oklüzal splint tedavisi literatürde farklı üretim yöntemleri ve birçok kavram ile karakterize edilmiştir. Üretim için kullanılan farklı teknikler ile daha yüksek uyum ve dayanıklılık hedeflenmiştir.

2.1.5.4.1. Konvansiyonel üretim yöntemleri

Kalıplama (muflalama) tekniği, geleneksel basınçla kalıplama ve enjeksiyonla kalıplama teknikleri uygulanmaktadır. Basınçla kalıplama yönteminde üreticinin önerisi doğrultusunda karıştırılan ve hamur haline getirilen akrilik rezin mufla içine protez için hazırlanan boşluğa tepilir. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik basınç altında polimerize edilir. Isı ile polimerize olan rezinler firmanın önerdiği doğrultuda sıcak su içerisinde kaynatma kazanında prosedürler uygulanır. Kısa ve uzun süreli yöntemlerde sıcaklık ve süre değişiklik gösterir [79].

Enjeksiyonla kalıplama tekniği, akrilik rezin kaidelerin boyutsal stabilitesini arttırmak amacıyla geliştirilmiş bir tekniktir. Teknikte, tepilmeye hazır hale gelen toz-likit karışımı sistemin özel muflasının içine sabit ve sürekli bir basınç ile gönderilir. Polimerizasyon esnasında da korunan bu basınç sayesinde, olası bir büzülme ek materyal ile telafi edilmiş ve böylece boyutsal stabilite korunmuş olur. Resin hamurunun polimerizasyonu ısı ile gerçekleşir [80].

Vinil plak üzerine otopolimerize akrilik şekillendirilmesi tekniğinde, sert akrilik plak vakum ve ısıyla şekillendirme cihazına yerleştirilir. Plak ısıyla yumuşaya başladığında, model üzerine bastırılır ve vakumlanır. Plakın model üzerinde eşit kalınlıkta olmasına dikkat edilir. Plak modelden çıkarılarak keskin kenarlar yuvarlatılır ve düzenlemesi yapılır. Lingual tarafta plak diş eti sınırından itibaren 10-12 mm boyunca uzanır. Labialde ön dişlerin insizal-orta üçlüsü arasında sonlanır. Plak hasta ağzına yerleştirilir, dişlerle olan uyumu değerlendirilir ve tutuculuğu kontrol edilir. Plak herhangi bir yerinden bastırıldığında gevşememeli, devrilmemelidir.

Otopolimerize akrilikten plakın ön bölgesine 4 mm genişliğinde alt kesicilerin temas ettiği anterior jig hazırlanır. Alt çene sentrik pozisyona bilateral manipülasyon tekniği ile yönlendirilir. Anterior jig üzerine temas eden diş alanlarının kalemle işaretlemeleri yapılır ve tekrarlayan kapanışlarda aynı alana temas etmelerine dikkat edilir. Homojen olarak karıştırılan otopolimerize akrilik tüm splint yüzeyine manipüle edilir ve tekrar ağza yerleştirilir. Polimerizasyonun başlamasından önce hasta ağzına yerleştirilmeli ve uygun pozisyona getirilmelidir. Akriliğin polimerizasyonu sırasında interdental kontaklar arasında kilitlenmeyi önlemek için splint hasta ağzına takılır ve çıkartılır. Resin ısınmaya başladığında tamamen ağız dışında bekletilir.

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 labiali kalemle işaretlenir. Bu alanlar dışında kalan tüm otopolimerize 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 labialinde, oklüzal düzlemle 30-45° açığa sahip rampa oluşturularak protrüziv ve laterotrüziv hareketler sırasında kaninlerin devamlı olarak kayma hareketine izin verilir. Hasta tekrar sentrik ilişkide kapatır, sol ve sağ lateral hareketler, protrüziv hareket mavi artikülasyon kağıdı ile işaretlenir. Splintin mavi renkle oluşan eksentrik temasları kaldırılmalı ve kanin rehberliği baskın hale getirilmelidir [8].

2.1.5.4.2. Dijital üretim yöntemleri

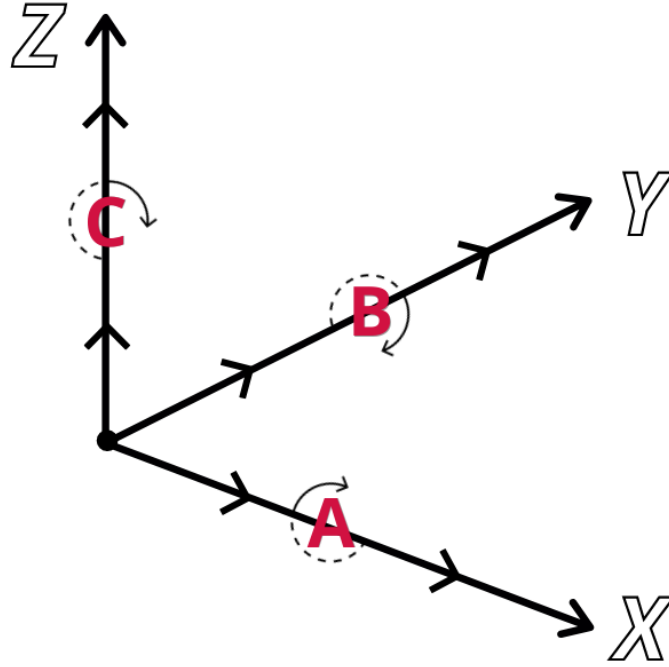
Restorasyonların üretimini otomatikleştiren CAD/CAM sistemi ile ticari malzeme blokları kullanılarak yüksek kalitede ve homojen restorasyonlar üretmek, restorasyon şekillendirme işlemlerini standartlaştırmak, hassas uyum, doğru morfoloji elde etmek ve üretim maliyetlerini düşürmek amaçlanmıştır. CAD/CAM sistemlerinin üç ana bileşeni vardır:

1. Veriler dijital ortama ağız içi tarayıcı veya model tarayıcısı yoluyla aktarılır.
2. Restorasyonun tasarımı bilgisayar destekli yazılım ile tamamlanır.
3. Veriler üretim ünitesini kontrol eden bilgisayar destekli üretim yazılımına aktarılır [81].

Eksiltmeli üretim yöntemi

Eksiltmeli üretim yöntemi restorasyonun, üretileceği malzeme bloğundan bilgisayar nümerik kontrollü bir makine ile frezelenmesi sonucu elde edilmesi olarak ifade edilir. Dental restorasyonların geometrik çeşitlilikleri nedeniyle, freze makineleri farklı boyutlardaki frezleri ile kullanır. Eksiltmeli yöntemin en büyük dezavantajlarından biri materyal israfına yol açmasıdır. Üretim için kullanılan blok üzerinde splint hariç diğer tüm materyal üretim sonunda elimine edilir [81]. Diş protezlerinin ve cerrahi kılavuzların üretiminde freze makineleri kullanılmaktadır. Freze makineleri, bir ürün elde etmek için 3, 4, 5 ve 6 eksenli

makinelere yüklenen CAD/CAM dosyalarını kullanır. Kullanılacak blok/disk makineye sabitlenir ve mil istenen ürünü oluşturmak için malzemeyi çıkarır.



Şekil 2.7: Eksiltmeli üretim yöntemi için belirtilen eksenler [82].

3 eksenli freze makinelerinde işlenen parça 2 eksenle (X, Y) hareket ederken mil Z ekseninde çalışır. Bu basit tasarım en yaygın ve uygun maliyetli olan makinedir. 3 eksenli hareket sınırlamaları, anatomik tutarsızlıklara neden olan undercut'ların frezelenememesini veya oklüzal yüzeyleri ve marjinleri etkili ve akıcı bir şekilde oluşturulamamasına sebep olmaktadır.

4 eksenli freze makineleri X, Y ve Z eksenlerini kullanır, ancak X ekseninde A eksenine adı verilen ek bir döner bileşene sahiptir. Bu, 4 eksenli makinenin undercut'ların ve marjinlerin frezelenmesine izin veren yeteneklerini geliştirir. Bu makineler 3 eksenli makinelerle göre daha az yaygın ve daha pahalıdır. Her iki makine de diş hekimliği uygulamalarında yaygın olarak kullanılır, ancak genellikle tek kuron veya kısa aralıklı diş protezleri üretmeyle sınırlıdır.

5 eksenli freze makinelerinde ek olarak Y ekseninde B eksenine adı verilen ek dönüş sistemi bulunmaktadır. Bu özellik 5 eksenli makinelerin, iyi işlenmiş marjinler ve ayrıca iç/oklüzal yüzeylerle 0,01 mm'ye kadar doğruluk elde etmesine

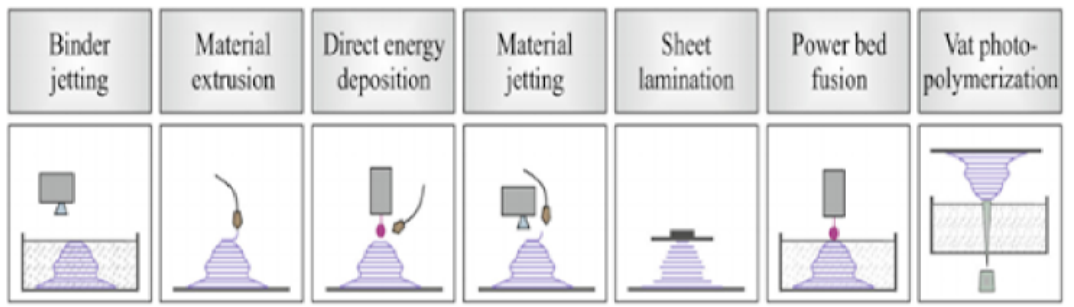
olarak tanır. Klinisyenler tarafından CAD/CAM cerrahi kılavuzları, maksillofasiyal protezler, implant restorasyonları için vidalı tam ark protezleri ve uzun diş köprüleri gibi karmaşık tasarım özelliklerine sahip ürünler oluşturmaya yönelik kullanılmaktadır. Beş eksenli freze makineleri, dijital diş hekimliğini ilerleten aletler olarak görülmektedir ancak büyük boyutları ve yüksek maliyetleri nedeniyle genellikle diş laboratuvarlarında bulunmaktadır.

Z eksenini etrafında ek bir dönme eksenini, C eksenini içeren 6 eksenli freze makineleri daha yüksek hız, üstün doğruluk ve kalite sağlamaktadır. Bu teknoloji çok karmaşık parçaları hassas bir şekilde imal etmek için kullanılmaktadır [83].

Tabakalı (eklemeli) üretim yöntemi

Eklemeli üretim, Amerikan Test ve Malzeme Kurumu tarafından, 3 boyutlu model verilerinden cisimler oluşturmak için kullanılan, aşındırıcı üretimin tam aksi olarak malzemelerin katman üstüne katman şeklinde birleştirilmesi işlemi olarak tanımlanmıştır [84].

Üretimi gerçekleştirebilmek için birçok farklı teknoloji kullanılmaktadır. Teknolojiler arasındaki farklılıklar genellikle katmanların nasıl oluşturulduğu ile alakalıdır. Amerikan Test ve Malzeme Kurumu 3B baskı tekniklerini yedi kategoride sınıflandırmıştır [85].

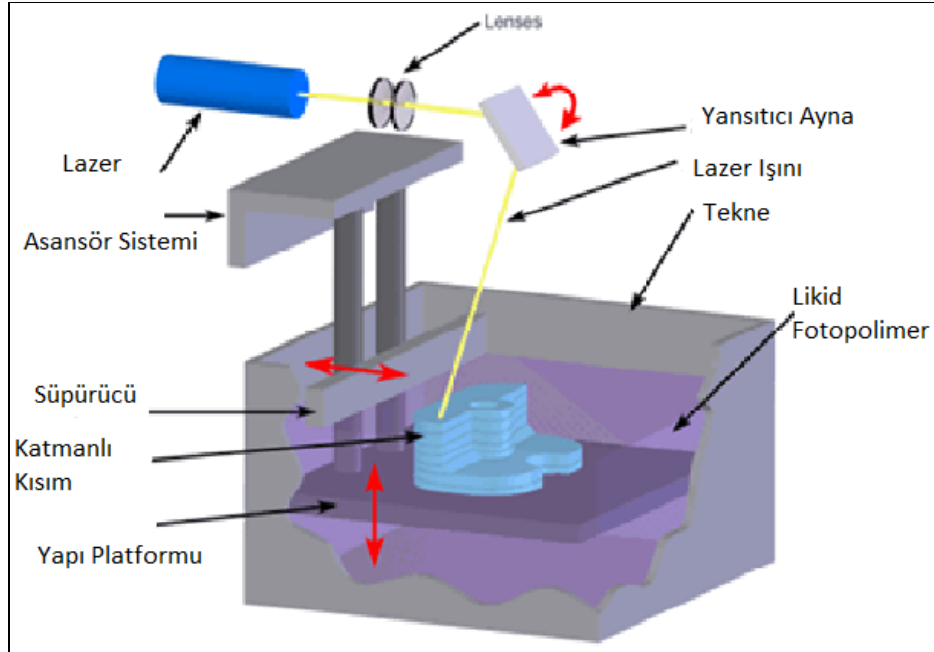


Şekil 2.8: 3 Boyutlu yazıcıların üretim teknolojilerine göre sınıflandırılması [85].

- **Kazan fotopolimerizasyonu (Vat photopolymerization)**

Bu teknikte ışığın etkisinden sonra katıya dönüşebilen sıvı bir fotopolimer reçinesi kullanılır. Kullanılan reçineyi sertleştirmek için yaygın olarak ultraviyole (UV) ışık kullanılmaktadır. Stereolitografi ve dijital ışık işleme fotopolimerizasyon tekniğinin alt alanlarıdır.

Stereolitografi (SLA), 1980'lerde hızlı prototipleme alanına ilk giriştir ve yaygın olarak kullanılan bir teknolojiye doğru ilerlemeye devam etmiştir [85]. SLA teknolojisi oda sıcaklığında sıvı halde olan fotopolimer reçine tabakasının UV lazer ışını aracılığı ile model oluşması prensibine dayanır. Katman yapımı tamamlandığında platform katman kalınlığı kadar alta çekilir, ortaya çıkan boşluğa tekrar sıvı fotopolimer kaplanır ve bu işlem basamakları tekrar edilerek model tamamlanır [86].



Şekil 2.9: SLA teknolojisi ile üretim için yapı parçaları [86].

Dijital ışık işleme (DLP), SLA'ya benzer bir üretim süreci vardır. SLA gibi yüksek çözünürlükte parçalar üretilebilir. Kullanılan materyaller aynıdır fakat SLA'da lazer ışını kullanılırken, DLP yazıcılarında görünür ışık kullanılır. Bu teknikte süreci hızlandırmak için SLA'da kullanılan tanka göre daha sık bir tank kullanılır. Bunun sonucu olarak da SLA'ya göre daha az atık oluşur [87].

- **Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting)**

Toz malzeme katmanlarını birleştirmek ve parça oluşturmak için yapı platformuna bırakılan sıvı bağlayıcı madde kullanan bir 3B baskı işlemidir. Metaller, kumlar ve seramikler dahil olmak üzere çeşitli malzemeleri basmak için kullanılabilir [86].

- **Direkt enerji depozisyonu (Directed energy deposition)**

Bu teknik, ham maddeyi eriten odaklanmış bir enerji kaynağını içerir. İlk katman atıldıktan sonra nozul ve enerji kaynağı hareket ettirilir ve bir sonraki katman yapılarak işleme devam edilir. Bu yöntem, metal katkılı imalat için en yaygın tekniklerden biridir [86].

- **Malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion)**

Bileşenleri oluşturmak için termoplastik malzemeler kullanılır. Bu teknikte ham madde ısıtılır ve nozuldan erimiş malzeme çıkar. Başlık hareketleri ile katman katman oluşturulur. Eriyik yığılma modelleme, bu 3B yazdırma işleminin bir örneğidir [88, 89]. Eriyik yığılma modelleme (Fused deposition modeling) plastik, granül ya da tel filament gibi termoplastik materyaller kullanılır. Solid nesneyi oluşturacak materyal ekstrüzyon başlığına yönlendirilir. Başlık ısıtılır ve yazılım paketi tarafından sayısal olarak kontrol edilen mekanizma ile hem yatay hem dikey yönde hareket ettirilir. Küçük damlaların ağızlıktan çıkar çıkmaz donması ile tabaka oluşur [86].

- **Materyal püskürtme (Material jetting)**

Klasik mürekkep püskürtmeli yazıcıya benzer tek bir katman yazdırmak şeklinde değil, birden çok katmanın birbirleri üzerine eklenmesiyle 3B katı cisim oluşturulur. Baskı kafası çok sayıda fotopolimerize damlacığı püskürtür ve katmanları tamamlar. Ardından ultraviyole ışık ile bu katmanları polimerize ederek sertleştirir [90].

- **Toz yatağı füzyonu (Powder bed fusion)**

3B baskı işleminde, toz parçacıkları arasındaki füzyon bir termal kaynak aracılığıyla yapılır [86]. Seçici lazer sinterleme parça üretimi için toz malzeme ve kaynak olarak lazer demeti kullanılır. Toz malzeme ile dolu üretim havuzu içerisinde tablanın aşağı yukarı hareketi ile katmanın oluşturulacağı hacim sağlanır. Tabla aşağı inince tabla üzerinde kalan toz malzemeye lazer uygulanarak hızlı bir şekilde ergime sağlanır. Eriyen malzeme boyutu, lazer demeti çapı ve lazer kaynağı hareket hızına bağlıdır. Bu yöntem sadece plastiğe değil aynı zamanda alüminyum, paslanmaz çelik, titanyum, nikel alaşımı, kobalt krom, seramik ve poliamid gibi malzemelere de uygulanabilir [91, 92]. Seçici lazer eritme lazerle sinterleme metodundan farklı olarak toz parçacıklarının eriyip birbirine tutunması ile işlemin gerçekleştirilmesidir. Seçici lazer sinterleme metodunda lazer kaynağın ergime olayının toz partiküllerinin birbiri

ile bağıını oluşturmaya yönelikken, seçici lazer eritmede tam ergime yapılarak saf metal elementler elde edilir. Tam yoğunluklu malzeme üretimi için Seçici lazer eritme metodu kullanılır [86].

- **Tabaka Laminasyonu (Sheet lamination)**

Ekleme ve eksiltme tekniklerinin beraber kullanıldığı bu yöntemde, kullanılan materyalin tabaka halinde kesilmesi ve kesilen parçanın yapıştırılması prensibiyle çalışır. Katmanlar, kesici veya lazer enerjisi kullanılarak kesilir. Daha sonra kesilen bu tabakalar birbirine bağlanır [93].

2.2. Aşınma

Dental triboloji, ağız ortamı içinde temas ve hareket ile diş yüzeylerinin yağlama, sürtünme ve aşınmasının altında yatan mekanizmaları ele alan bilimdir [94]. Aşınma, bir yüzeyin başka bir yüzeye veya kimyasal olarak aktif maddelere maruz kaldığında meydana gelen olgudur [95]. Diş hekimliğinde aşınma tipik olarak klinik belirtilerine göre sınıflandırılır. Etiyolojideki çeşitliliğe bağlı olarak diş aşınmaları erozyon, atrizyon, abrazyon, abfraksiyon başlığı altında değerlendirilmektedir [96].

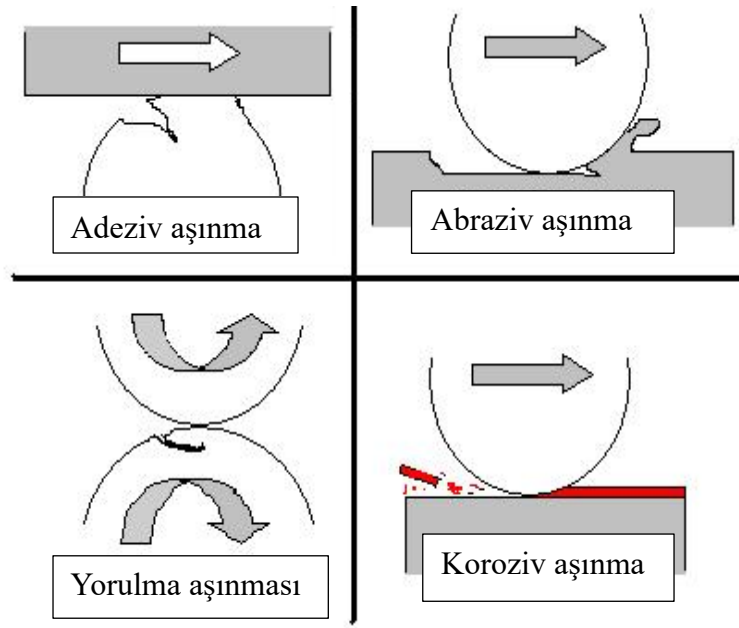
Atrizyon dişin dişe teması sonucu yabancı cisimlere bağlı olmayan, oklüzal ve aproksimal alanlarda mekanik bir etkenin olmadığı diş sert doku kaybı olarak tanımlanır. Atrizyonda dişlerin teması sonucu madde kaybı iki yüzeyde gerçekleştiği kabul edilse de aşınma sonucu ortaya çıkan mine partiküllerinin abrazyon etkilerinin de eşlik ettiği düşünülmektedir [97]. Atrizyon fizyolojik ve patolojik olarak değerlendirilmektedir. Uzun süreli ve yavaş şekilde gerçekleşen oklüzal temaslarla yaşla artan süreçte ortaya çıkan aşınmalar fizyolojik atrizyon olarak değerlendirilmektedir. Patolojik atrizyon yaşla doğru oranda gerçekleşmeyen diş sıkma, gıcırdatma ve prematür temaslar nedeniyle erken dönemde meydana gelen diş sert doku aşınmalarıdır [98].

Abrazyon dental olarak yabancı cisimlerin ve bunlarla birlikte alışkanlıkların mekanik etkisi sonucu diş dokularının kaybı olarak tanımlanır [97]. Diş fırçasının kıl tasarımından, sertliğinden ve sıklığından etkilenecek yüksek kuvvetle diş fırçalamak servikal bölgede abrazyona neden olmaktadır. Aynı şekilde müzisyenler, terziler ve marangozların mesleki olarak alışkanlıkları sonucu dişlerinde abrazyonlar görülmektedir [99, 100].

Abfraksiyon dişe aksı dışında uygulanan kuvvetler sonucu dişin mine sement sınırında mikro çatlaklar oluşması ve ilerlemesi ile bu bölgede madde kayıplarının keskin kenarlı aşınma alanları oluşturmasıyla meydana gelir [99,101]. Genellikle kama defekti olarak isimlendirilmesi oluşan lezyonların ‘V’ şeklinde ve kama şeklinde görülmesinden kaynaklanmaktadır [102]. Prevalansı %27-85 arasındadır, sıklıkla mine sement sınırında ve dişlerin bukkal yüzeylerinde görülmektedir [103].

Erozyon kimyasallara karşı diş dokusunun kademeli olarak yüzeyinin aşınmasıdır. Dental erozyon minenin yüzeysel tabakanın yumuşamasının ardından çözünerek ortadan kalkmasıyla oluşan bir süreçtir [104]. Dişlerde görülen erozyon iç kaynaklı ve dış kaynaklı nedenlere bağlanabilmektedir. İç kaynaklı faktörlerden gastroözofageal reflünün sık olarak yetişkinlerde görüldüğü ve dişlerde erozyona neden olabildiği belirtilmektedir [105]. Anoreksiya nervoza ve Bulimia nervozada yeme bozukluklarına bağlı kronik kusmalar görülür. Bu hastalarda sık olarak maksiller anterior dişlerin palatal yüzeylerinde eroziv alanlar görülmektedir [106]. Dış kaynaklı faktörlerde değişen beslenme alışkanlıklarına bağlı sıklıkla kullanılan asitli içecek ve yiyeceklerin tüketilmesi, özellikle sitrik asidin erozyonun oluşum potansiyeline neden olduğu belirtilmiştir [107]. Kişilerin mesleklerinin ve spor aktivitesinin erozyona neden olabileceği belirtilmiştir [108].

Aşınma malzemenin özelliği değil temas sistemi içerisinde meydana gelen mekanik ve çevresel parametreler sonucu oluşan değişikliklerdir [109]. Aşınma, iki veya daha fazla materyalin temas halinde hareket etmesi sonucu malzemenin kademeli yüzey kaybıyla sonuçlanabilecek bir süreçtir. Ağız ortamında aşınma birçok faktörün etkisinde fizyolojik ve patolojik olabilmektedir [110]. Aşınma mekanizması adeziv, abraziv, yorgunluk ve koroziv aşınması olarak sınıflandırılmaktadır [111].



Şekil 2.10: 4 aşınma türünün şematik olarak gösterimi [112].

Adeziv aşınma mekanizması, kayma sırasında iki yüzey yüksek bir temas basıncına maruz kaldığında meydana gelir [113]. Yüzeyde meydana gelen yeterli adeziv güçle plastik deformasyonun oluşmasıyla çatlamanın başlaması ve çatlak oluştuğunda, aşınan parça, adeziv transferinin tamamlanmasıyla şekillenmektedir. Temas ara yüzeyinde yeterli adezyon meydana geldiğinde ortaya çıkan bu aşınma tipi, adeziv aşınma olarak adlandırılmaktadır [114]. Tribolojik bir bakış açısından, yüzeysel pürüzler plastik deformasyona uğrayarak ve yapışarak (mikro bağlantı noktaları) temas eder. Bu durumlarda, temas gövdelerini ayıran mesafe, mekanik ve kimyasal özellikleri, yüzey topografyası, temas basıncı, sıcaklık ve çevre ile ilgili olarak bir yüzeyden diğerine farklı miktarlarda malzeme aktarılmalıdır [115, 116].

Yorulma aşınması, noktasal veya çizgisel temas halinde olan fonksiyon yüzeyleri arasında meydana gelir. Değme noktalarında değişken yük etkisi altında zamanla pul şeklinde malzeme parçacıkları yüzeyden ayrılır, geriye çukur alanlar bırakır. Malzeme yüzeyinde tekrar eden streslere maruz kalınması sonucu zaman içerisinde mikro çatlakların oluşumuna yol açan aşınma türüdür [117]. Bu çatlaklar genişlediğinde birleşerek bir parçacının yüzeyden ayrılmasına yol açabilir. Diş dokusunda bunun uç örneği abfraksiyondur. Ağızda yorgunluk aşınmasının, karşılıklı dişlerin tekrarlayan temasları ile çiğneme sırasında meydana geldiği düşünülmektedir [118].

Koroziv aşınma kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonlar nedeniyle dış maddesi kaybı meydana gelmesidir [119]. Çoğu durumda, bu reaksiyon başlangıçta hızlıdır, ancak daha sonra, alttaki yüzeyi koruyan reaksiyon ürününün yapışkan bir tabakasını oluşturur. Bununla birlikte, bu film, başka bir yüzeye kayarak temas ederek, reaksiyona girmemiş malzemeyi açığa çıkararak ve korozyonun devam etmesine izin vererek çıkarılabilir. Bu, özellikle korozyon tabakası ana malzemeden daha yumuşaksa veya ona sıkıca bağlı değilse olasıdır [120].

Abraziv aşınmada, malzeme bir yüzeyden ya diğer yüzeydeki çıkıntılar ya da arayüzdeki parçacıklarla yüzeyden madde kaybıyla tanımlanmaktadır. Yüzeyler arasına yabancı sert parçacıkların girmesi ve bu parçacıkların yumuşak yüzeye gömülerek sert yüzeyden malzeme kaldırmasıyla kendini gösteren bir aşınma türüdür. Sert parçacıklar gömüldükleri yüzeyde de tahribat yaparlar ve yüzeyi hareket yönünde çizerler [121]. Oklüzal temas noktalarında iki gövdeli aşınma görülürken, diğer alanlarda çiğneme sırasında dişler arasında bulunan partiküllerden kaynaklanan üç gövdeli aşınma görülür [122].

2 gövdeli aşınma, yüzeylerin doğrudan temas halinde olduğu iki hareketli cisim arasındaki sürtünme yoluyla oluşur [123]. Temas açısına, yüzey özelliklerine, sürtünme katsayısına, bağıl hıza, temas basıncına, kayma mesafesine ve iki temas yüzeyi arasındaki farklı sertliğe bağlı olarak farklı iki gövdeli aşınma modellerini ayırt etmek de mümkündür [124]. Atrizyon dengeli oklüzyon için fizyolojik olarak kabul edilebilecek iki gövdeli diş aşınmasının bir şeklidir. Oklüzal temaslarda lokalize aşınmaya neden olan yabancı cisimlerin müdahalesi olmaksızın dişlerin birbirine teması sonucunda diş sert dokularının fizyolojik olarak aşınmasıdır [125].

3 gövdeli aşınma hareket eden aşındırıcı parçacıkların araya girmesiyle karşılıklı hareket halindeki iki yüzey olduğunda meydana gelir [126]. Genellikle parçacıkların boyutu, şekli ve sertliği ile ilişkilidir [127]. Üç gövdeli aşınmanın incelenmesi, diş macunlarının tasarımı ve üretiminde özellikle ilgi çekicidir. Diş macunlarında bulunan aşındırıcı parçacıklar aslında diş fırçası ile dişin kendisi arasına yerleştirilmiş üçüncü bir gövde görevi görür [128]. 2 ve 3 gövdeli aşınmada farklılık aşındırıcı parçacıkların etkisiyle oluşur [129].

2.2.1. Aşınmanın değerlendirilmesi

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller strese maruz kaldıklarında geçen süre sonunda yorulma adı verilen bir fiziksel durum oluşur. Bu fiziksel durum, kırılma veya aşınma ile kendini gösterir ve sıklıkla çevresel faktörlerden etkilenir. Stres oluşumu, döngüsel, dinamik ya da statik olabilir [130]. Materyallerde meydana gelen aşınmanın değerlendirilmesi için farklı yöntemler mevcuttur.

Parametrik olmayan yöntem Cvar ve Ryge tarafından, ağızda farklı materyallerden yapılmış restorasyonların sistematik değerlendirilmesi için oluşturulmuştur. Sistemde renk uyumu, anatomik form, sekonder çürük, marjinal renklenme ve marjinal adaptasyon olmak üzere 5 kriter bulunmaktadır. Birleşik Devletler Halk Sağlığı Servisi (USPHS) tarafından yayınlanan bu yöntemde aşınma A'lfa, 'B'ravo ve 'C'harlie olarak isimlendirme ile değerlendirilir. Aşınmanın olmadığı Alpha ile, gözle görülür klinik olarak kabul edilebilir aşınmanın olduğu Bravo ile yüksek derecede aşınmanın olduğu Charlie ile tanımlanır. Değerlendirmenin öznel olması ve uzun zaman gerektirmesi dezavantaj sağlarken kolay olması ve özel ekipman gerektirmemesi avantaj sağlamaktadır [131]. USPHS sistemi, kriterlerinde meydana gelen küçük değişiklikleri belirlemede zamanla yeterli hassasiyeti karşılamada eksiklikler gösterdiği için modifiye etme ihtiyacı doğmuştur [132]. Modifiye edilmiş USPHS sistemi için kırık, postoperatif hassasiyet, oklüzal temas ve interproksimal temas parametreleri eklenmiştir [133].

Leinfelder ölçeği ve Moffa-Lugassy ölçeği ölçü alınıp alıcı modeller üretilerek aşınmanın değerlendirildiği yöntemlerdir. Leinfelder metodunda restorasyon örnekleri, yaklaşık olarak 0,1mm'de bir artan aşınma adımlarında kalibrasyonu sağlanan standart dökümlerle karşılaştırılır. Aşınma restorasyonun çevresinden ölçülür. Aşınmanın vertikal boyuttaki kayıp olarak ölçüldüğü ve yüzey boyunca homojen olduğu varsayılır [134]. Moffa- Lugassy metodunda replika modeller ile standart modeller belirli kriterlere göre karşılaştırılarak sıralama yapılır. Klinik bir değerlendirmeden basit ve daha kesin olmasına rağmen dezavantajı aşınmadaki belirgin adımların değerlendirilebilmesidir [135].

Aşınmanın nicel değerlendirmesinde model ve diş yüzeylerini ölçmek için mekanik ve optik sistemler kullanılmaktadır. Mekanik sistemler (stylus profilometresi ve atomik kuvvet mikroskobu gibi), konturların haritalandığı yüzeyle fiziksel temasa

dayanır. Optik sistemler (lazer taramalı mikroskopi ve beyaz ışıklı optik profilometre gibi), yakalanan yüzeyle ışığın etkileşimlerine bağlıdır [120]. Optik sistemler genel olarak üstün görünmektedir [136]. Aşınan yüzeyin dijital olarak haritalandırılması için üç boyutlu lazer tarama yöntemi ve Minnesota yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin en büyük avantajı, subjektif sistemler aşınmayı yalnızca bir ölçekte sıralarken, aşınmanın kapsamı, yeri ve morfolojisi hakkında kesin ve niceliksel bir ölçüm sağlamasıdır. Ek olarak birden fazla ölçüm ve deneyde sistemlerin tutarlılığı hakkında daha az endişe vardır. Ana sorun pahalı ve büyük ölçekli çalışmalarda zaman alıcı olmalarıdır [120].

Optik temassız üç boyutlu tarayıcılarla elde edilen dijital görüntüler üzerinde ölçüm yapan yazılım programları ile aşınma tespit edilip miktarı ölçülmektedir. Yazılım programları, tersine mühendislik ilkesiyle görüntüleri CAD modeline dönüştürmektedir. Tarama aşamasında, aşınmış nesne ve referans bileşenlerinin üç boyutlu modelleri alınır ve sayısallaştırılır. Referans model CAD yazılımından elde edilen nesnenin sanal CAD modeli ve nesnenin üretim sonrası üç boyutlu tarayıcı ile sayısallaştırılmasıyla elde edilir. Üç boyutlu dijital modelin yapısı nokta bulutu veya üçgen bir ağıdır. Aşınmanın incelenmesinden önce nokta bulutu ve üçgen ağ verilerinin optimizasyonun sağlanması doğruluğu yüksek verilerin elde edilmesinde önemlidir. Aşınmış ve referans modellerin sapmalarını değerlendirmek için hizalanmalı ve üst üste eşleştirilmelidir. Aşınma oranlarını değerlendirmek için aşınmış ve referans modeller arasındaki hacim farkı hesaplanabilir ve renkli üç boyutlu sapma haritası ile aşınmış modelin yüzey üzerindeki dağılımını gösterebilmektedir. İncelenen yüzeylerde istenilen alanda aşınma derinliği ve aşınma yönü gibi parametreler ayrıntılı bir şekilde incelenebilir [137].

Dönüm noktası tabanlı hizalama (landmark based alignmet), en uygun hizalama (best-fit alignment) ve en uygun referans hizalaması (reference best-fit alignment) geleneksel olarak kullanılan tarama hizalaması yöntemleridir. Dönüm noktası hizalaması basit bir yöntemdir ve mikron düzeyinde hassasiyet gerektirmeyen tıbbi uygulamalarda kullanılabilmektedir. Veri kümesindeki ortak yer işaretleri veya noktaları manuel olarak seçilir ve yazılım tarafından hizalanır. Seçilen alanların operatöre bağlı olması yöntemi öznelleştirir [138]. En uygun hizalama operatöre bağlı olmayan, taramaları hizalamak için tekrarlamalı bir en yakın nokta algoritması kullanır. 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 sapmaları eşit olarak yayacaktır [139]. En uygun referans hizalama, veri kümesinin operatör tarafından tanımlanmış ve bir değişikliğe uğramış olma olasılığı en düşük bölümleri ile sınırlandırarak veri kümelerini hizalar [140].

Ortaya çıkan örgü verisi orijinal STL (Standard Triangle Language) verisiyle eşleştğinde test örneğinin yüzeyle tamamen eşleşmesi yeşil, referans modele göre artma kırmızı, eksilme mavi olarak değerlendirilir. En yüksek ve en düşük değerler 100 μm ve -100 μm dur. Yeşil ile gösterilen aralık 30 μm ile -30 μm arasında ayarlanmıştır. Amorf geometri, referans alınan x, y, z koordinatlarındaki yüzeylere göre hesaplanır [141].

2.3. Mekanik Yaşlandırma

Materyallerin uzun süreli kullanımı için çiğneme kuvvetlerine maruz kalan dental restorasyonların, aşınmaya ait özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir [142]. Klinik çalışmalarda etik problemler, maliyet ve uzun çalışma süresi gibi nedenlerden dolayı klinik kullanımdan önce dental materyallerin aşınmaya karşı dirençlerinin araştırılması kolaylık sağlamaktadır. Yapılacak testlerin gerçekçi sonuçları elde etmesi için çiğneme sistemini mümkün olduğunca yansıtmaları gerekmektedir. Fizyolojik ısırma kuvvetleri çiğneme ya da yutkunma sırasında 10 ile 120N arasında değişmektedir [143, 144]. Maksimum ısırma kuvveti 190N-360N'a kadar çıkabilmektedir [145]. Kaslardaki aktivasyon ısırma işlemi esnasında yaklaşık her yarım döngü için 0.2- 1.5 Hz frekans aralığındadır [144]. Uygun bir çiğneme sistemini taklit eden bir cihazın belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar ile materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000- 250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir [146, 147].

1999 yılında Uluslararası Standardizasyon Teşkilatı (ISO) “Diş fırçalama ile aşınma” üzerine bir teknik şartname yayınlanmış, bunu 2001 yılında “İki ve/veya üç vücut teması ile aşınma” adlı başka bir teknik şartname yayınlanmıştır [148]. Test yöntemleri kuvvet, yük, döngü sayısı, aşındırıcı ortam, döngü sıklığı, kayma hareketi ve antagonist temasına göre farklılıklar gösterir [110].

Willytec simülatörü FDA (Federal Drug Administration) tarafından tanımlanan laboratuvar test ekipmanları için gerekli şartları sağlayan bir cihaz olarak belirtilmiştir [110]. Willytec çiğneme simülatörü iki eksenli bir çiğneme simülatörüdür. Test parametreleri kolay ayarlanabilir ve tekrarlanabilirlik açısından kabul edilebilir sonuçlar elde edilmiştir [149]. Simülatörde uygulanması istenen kuvvet miktarı, çubuk üzerine monte edilen ağırlıklar sayesinde sağlanır. Üzerinde ağırlıklar olan çubuklar programlanabilir bilgisayar sistemiyle hareket etmektedir. Numuneler simülatörün haznelere monte edildikten sonra kalibre edilir ve referans noktaları ayarlanır. Çiğneme simülatörü 8 veya 4 test haznesi içerir, her hazneye özel çubuk ve ağırlıklar vardır ve çubukların hepsi motor ile tek bir levhaya bağlantılıdır. Dikey ağırlık çubuklarının bağlı olduğu yatay çubuk bilgisayar kontrollü motor tarafından harekete geçirilir. Dikey ve yatay eksenlerdeki hareketler bilgisayar kontrolündedir. Antagonist uç aşındırılacak malzemeye temas ettiğinde tüm ağırlık serbest bırakılır. Haznelere bağlı vanalar ile farklı sıcaklıklarda su eklenerek termal döngü sağlanabilmektedir [110].

2.4. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Biyomalzemelerin yaşadığı fizyolojik yaşlanmayı klinik uygulamada simüle etmek için en yaygın kullanılan prosedür termal döngü ile yaşlandırmadır. Sonuç olarak malzemelerin performansını değerlendirmek için deneysel çalışmalarda rutin olarak kullanılır [150]. ISO standartlarıyla belirlenen 5-55°C sıcaklık değişimleri termal döngü için kullanılmaktadır. Termal döngünün sayısı, suda bekletme süresi ve duraklama süresi değişkenlik göstermektedir. Ağız ortamındaki döngü sayısı ile ilgili kesin bir bilgi olmadığından 1 yıllık sürecin 10,000 döngüye denk geleceği bildirilmiştir [151].

Ağız boşluğundaki sıcaklık değişiklikleri dinamiktir, ağız fizyolojisine en yakın sıcaklık aralığını tanımlamak zordur. Sıcaklık değişimine neden olacak faktörleri dikkate almak önemlidir. Farklı sıcaklıklardaki yiyecek ve sıvıların alımı sıcaklık değişimine yol açan en önemli faktördür [152]. Katkıda bulunan ana faktör ne olursa olsun, sıcaklık her değiştiğinde dişlerin termal strese maruz kaldığı kabul edilebilir. Benzer şekilde dental materyallerde sıcaklık ve pH'taki dalgalanmaların neden olduğu ağız ortamındaki sürekli ve aşırı değişikliklere maruz kalmaktadır [153].

Bu çalışmanın amacı, konvansiyonel, eksiltmeli ve tabakalı üretim yöntemleriyle üretilen farklı yüksekliklere sahip 4 oklüzal splint materyalinin farklı zaman periyodlarında meydana gelen aşınma miktarlarını ölçmek ve karşılaştırmaktır. Çalışmamızın hipotezi, farklı üretim yöntemleri ile üretilen 4 farklı oklüzal splint materyalinin değişen yükseklik ve zaman periyodlarına göre değerlendirildiğinde, aşınma miktarları açısından herhangi bir farklılığın olmayacağı yönündedir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda konvansiyonel, eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemleriyle elde edilen disk şeklinde oklüzal splint materyallerine termal ve mekanik yaşlandırma uygulanmasıyla materyaller üzerinde aşınma sonucu oluşan hacimsel kayıp değerlendirildi. Konvansiyonel yöntemle üretilen diskler Bezmialem Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Laboratuvarı'nda firmanın önerisi doğrultusunda elde edildi. Eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemlerinde Autodesk® Meshmixer™ programı kullanılarak örnekler tasarlandı ve STL dosya formatında kaydedildi. Çalışmada farklı üretim yöntemiyle üretilen toplam 4 grup bulunmaktadır. Her grup 2, 4 ve 6 mm yüksekliklere sahip 10'ar adet olmak üzere toplam çalışma için 120 örnek elde edildi.

Aşınma sonucu meydana gelen hacim kayıplarının ölçülmesinde tersine mühendislik programı kullanıldı. Örneklerin aşınma öncesi ve aşınma sonrası durumlarının değerlendirilmesi için dijital taramaları yapıldı ve bilgisayar ortamına aktarıldı. Tüm örneklerin taraması Sirona inEos X5 (Dentsply Sirona inEos X5, Charlotte, NC, USA) laboratuvar model tarayıcısı ile yapıldı. Tarama verileri STL dosya formatında kaydedildi.

Termal yaşlandırma SD Mechatronik Thermocycler cihazında uygulandı. Termal döngünün sayısı, suda bekletme süresi ve duraklama süresi değişkenlik göstermektedir. Ağız ortamındaki 1 yıllık sürecin 10,000 siklusa denk geleceği bildirilmiştir [151]. Örneklerin klinik kullanım için 1 aylık zaman dilimine denk gelen süre için termal yaşlandırma uygulandı. Ardından çiğneme simülatörüne (CS-4.4 SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerhan, Germany) disk şeklinde üretimi yapılan örnekler, deney düzeneğindeki haznelerin içerisine sabitlendi. Örneklerin tekrarlayan taramalarda aynı konumda kalması için birbiri içine oturan plastik kapak sistemi kullanıldı.

Parametreler ayarlanıp örneklerde aşınma işlemi gerçekleştirildi. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000- 250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir [146, 147]. Çiğneme simülatöründe

örnekler 1 aylık zaman dilimine denk gelen 20.000 döngü olacak şekilde bilgisayar sistemine istenilen veriler girildi.

3 aylık değerlendirme için termal yaşlandırma cihazına yerleştirilen örnekler 1 aylık işlem döngüsü gördüğünden geri kalan süre için 2 aylık işlem döngüsü daha uygulandı. Çiğneme simülatöründe toplam döngü 60.000 olacak şekilde 20.000 döngü uygulandığından 40.000 döngü kadar tekrar işlem gördü.

6 aylık değerlendirme için termal yaşlandırma cihazına yerleştirilen örnekler 3 aylık işlem döngüsü gördüğünden geri kalan süre için 3 aylık işlem döngüsü daha uygulandı. Çiğneme simülatöründe toplam döngü 120.000 olacak şekilde 60.000 döngü uygulandığından 60.000 döngü kadar tekrar işlem gördü.

Test sürelerinde gerçekleşen aşınmalardan sonra örnekler model tarayıcısı ile daha önce yapılmış taramalar ile üst üste karşılaştırmak üzere tarama işlemleri gerçekleştirildi. Aşınma sonucu eksilen madde miktarını görüntülemek için veriler Geomagic Design X (3D Systems, Rock Hill, SC) tersine mühendislik programına aktarıldı. Tarama verilerinden elde edilen sonuçların istatistiksel analizi gerçekleştirildi.

Konvansiyonel yöntemle üretilen ısı ile polimerize olan Ivoclar Pro Base akrilik materyali (PROBASE), eksiltmeli yöntemle üretilen DD Bio Splint P HI materyali (BİOPMMA), eksiltmeli yöntemle üretilen CopraPeek Light materyali (PEEK) ve tabakalı yöntemle üretilen BioMed Clear Resin (3BY) şeklinde kısaltmalar ile kullanılmıştır.

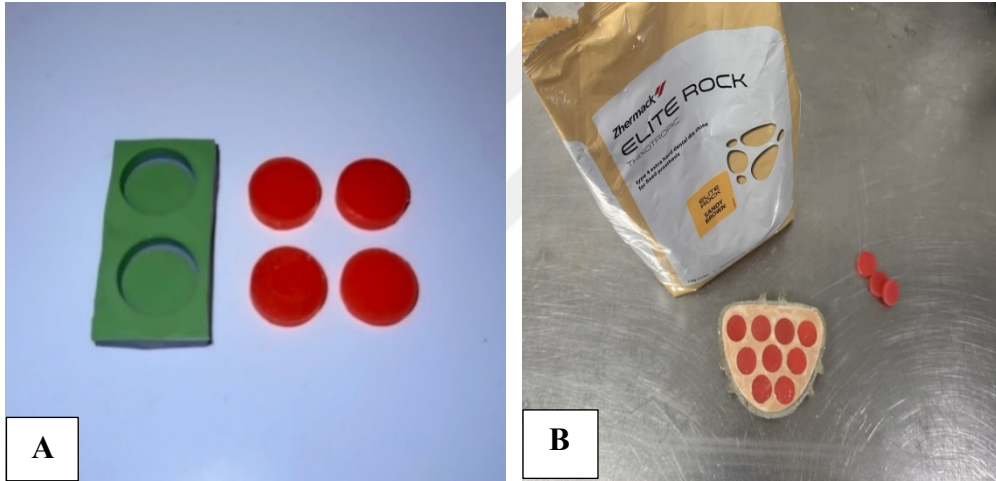
Tablo 3.1: Örneklerin üretim yöntemleri ve içerikleri

Üretim Yöntemi	Materyal (Üretici Firma)	Kimyasal İçeriği
Konvansiyonel	Isı ile polimerize olan akrilik rezin (toz, sıvı) Pro Base Hot Denture Resin Standart Kit (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)	Toz: Polimetil metakrilat, yumuşatma ajanı, benzoil peroksit, pigmentler Sıvı: Metil metakrilat, dimetakrilat (bağlayıcı ajan), katalizör
Eksiltmeli	Eksiltme yöntemiyle üretim yapılan PMMA blok DD Bio Splint P HI (Dental Direkt GmbH)	Polimetil metakrilat
Eksiltmeli	Eksiltme yöntemiyle üretim yapılan PEEK blok CupraPeek Light (Whitepeaks Dental Solutions GmbH)	Polietereterketon
Tabakalı	Fotopolimer reçine BioMed Clear Resin (Formlabs, Somerville, MA, USA)	Bisfenol A, etoksilat, Metakrilit asit % 50-70, üretan dimetakrilat (UDMA) % 25-45, Metakrilat monomerleri %7-10, fotobaşlatıcılar <%2

3.1. Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. Konvansiyonel üretim yöntemi

Konvansiyonel üretim yönteminde basınçla kalıplama tekniği kullanıldı. 20 mm çapında, yükseklikleri 2 mm, 4 mm ve 6 mm olarak değişen disk şeklinde tasarlanıp üretilen örnekler Kulzer Variotime Easy Putty+Flow (Heraeus, Hanau, Germany) A tipi silikon kalıpların içerisine gömüldü. Silikonun içerisinden çıkarılan örneklerin oluşturduğu boşluğa mum (Cerewax Modelling Wax) dökülerek istenilen boyutta mum örnekler elde edildi. Muflalama işleminde mum taslakları, muflada Tip IV sert alçı (Elite rock, Zhermack, Badia Polesine, Italy) içerisine yerleştirildi. Akriliğin yerleştirileceği alanları elde etmek için alçı modeller içindeki mum kaynar su ile uzaklaştırıldı. Elde edilen bu kalıp boşluğuna Probase sıcak akrilik (Ivoclar Vivadent Inc., Lichtenstein) tepildi.



Şekil 3.1: A) Silikon kalıplar ile mum örneklerin elde edilmesi. B) Mum örneklerin muflalama işlemi için alçıya yerleştirilmesi.



Şekil 3.2: Sıcak akrilik materyalinin yerleştirilmesi için mum örneklerin sıcak su ile giderilmesi.



Şekil 3.3: ProBase ısı ile polimerize olan akrilik toz ve likit.

ProBase ısıyla polimerize olan bir üründür ve çeşitli renkleri mevcuttur. Doz ayarlama sistemi 22,5 g/10ml, polimer/monomer oranında kullanılması önerilmektedir. Belirlenmiş oranda polimer ve monomeri bir spatül ile tamamen karıştırıldı. Ardından materyali kapalı kap içinde, oda sıcaklığında (24 °C) 8-10 dakika süreyle bırakıldı. Materyal yapışkanlığını kaybettiğinde, 24 °C sıcaklıkta yaklaşık 20 dakika süreyle çalışılabilir olduğundan, yeterli miktarda akrilik hamuru, izole edilmiş yarım muflalara yerleştirildi. Mufla dikkatlice kapatıldı, 80 bar basınç uygulandı ve kelepçeyle sabitlendi.

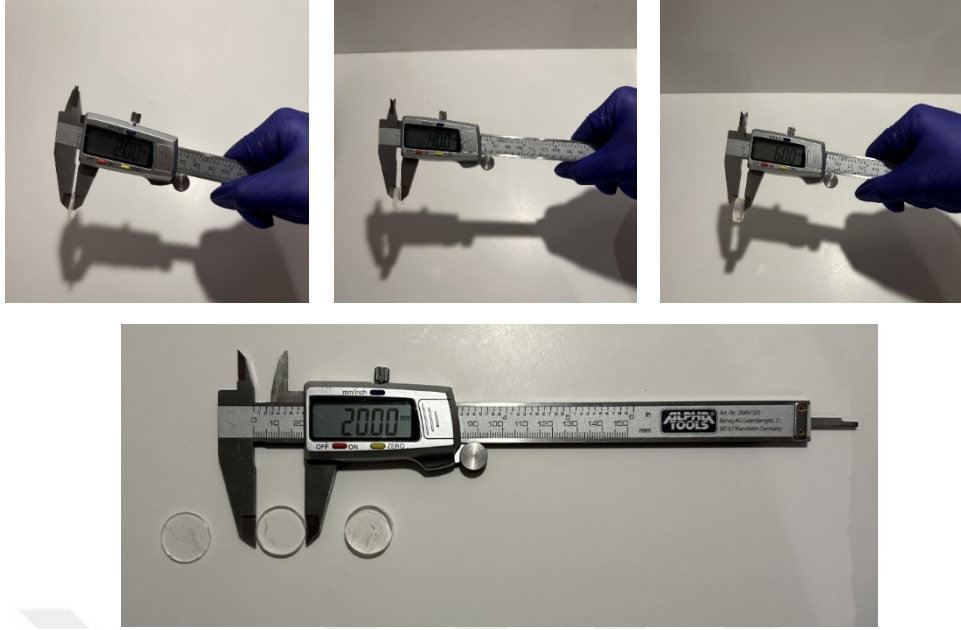


Şekil 3.4: Muflaların 80 bar basınç altında bekletilmesi.

Üretici firma tarafından tavsiye edilen yöntem doğrultusunda kapatılmış mufla soğuk suyun içine yerleştirildi, 100 °C sıcaklığa kadar ısıtıldı ve 45 dakika kaynatıldı. Mufla oda sıcaklığında 30 dakika soğumaya bırakıldı. Ardından soğuk su ile tamamen soğutulmuş olan mufla açıldı ve örnekler çıkartıldı.



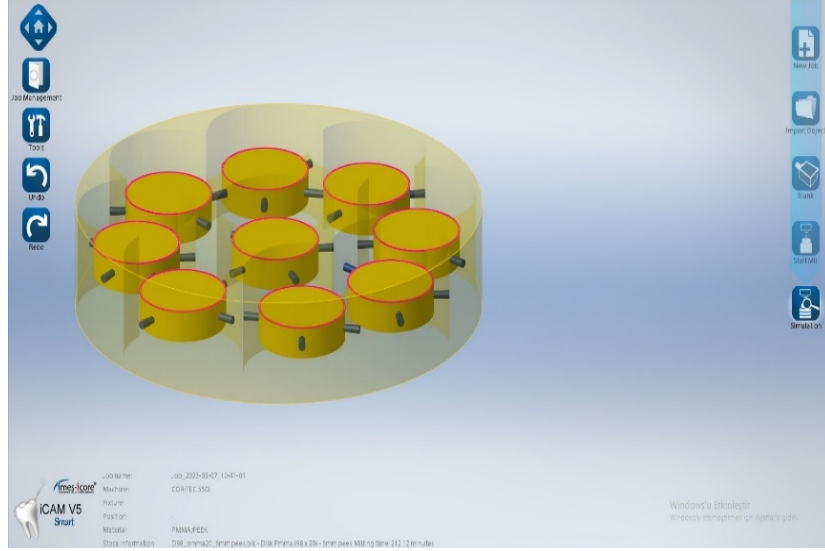
Şekil 3.5: Mufla kaynatma cihazı.



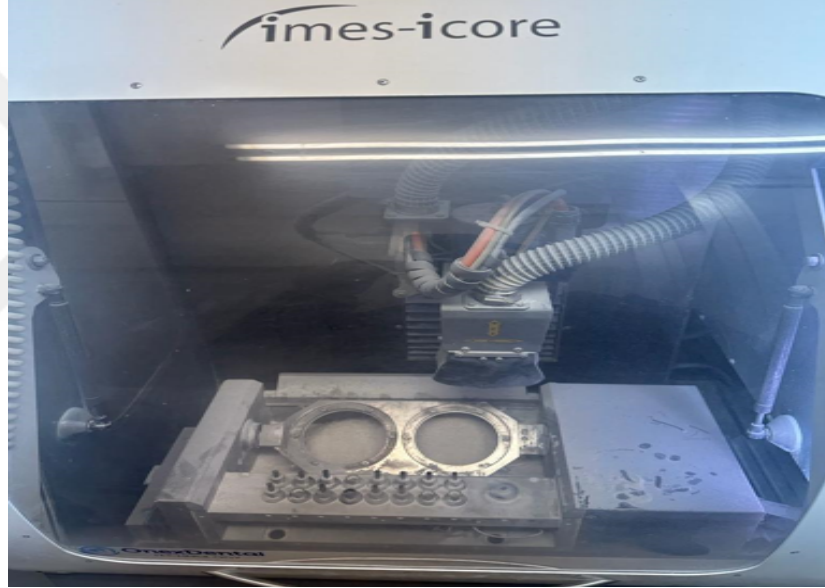
Şekil 3.6: Geleneksel yöntemle üretilen ısı ile polimerize olan akrilik rezin örneklerin boyutları.

3.1.2. Eksiltmeli üretim yöntemi

Bu yöntemde; Autodesk® Meshmixer™ programında 20mm çapında 2mm, 4mm ve 6mm yüksekliğinde disk şeklinde tasarım yapıldı. Tasarımı yapılan örnekler freze makinesinin bağlı olduğu bilgisayar programında blok üzerinde üretim için konumlandırıldı. 5 akslı kazıma cihazının (CORiTEC 550i; imes-icore) frez konumu, kesme derinliği ve aks hızı ayarlandı ve STL dosya formatındaki veriler cihaza yüklendi.

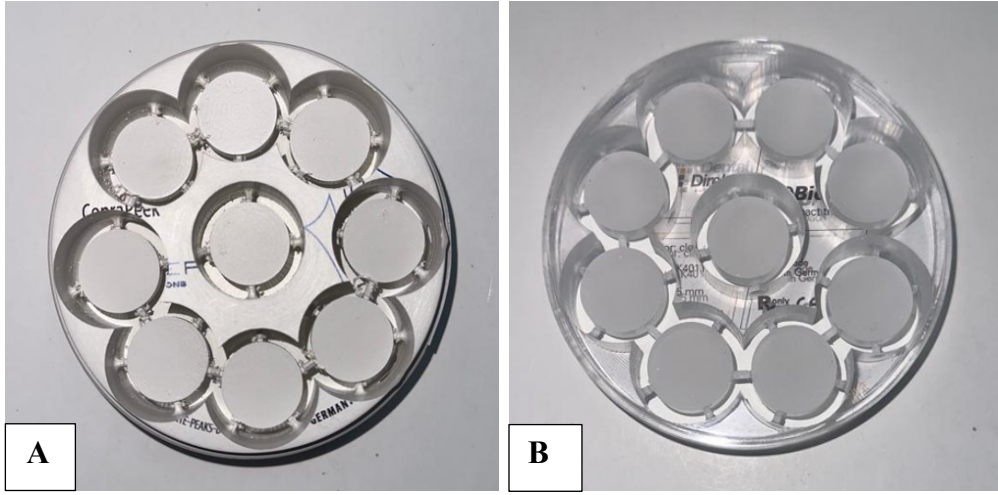


Şekil 3.7: Üretim için blok üzerinde örneklerin tasarımı.



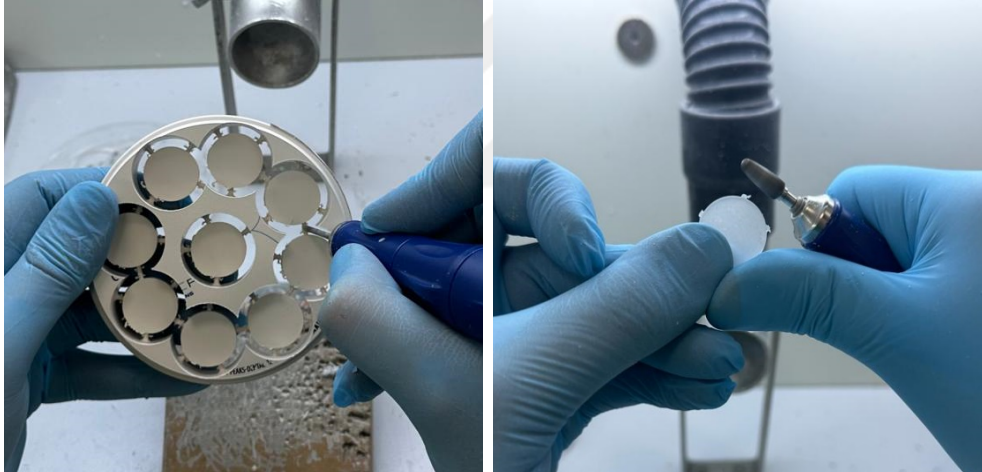
Şekil 3.8: 5 eksenli CORiTEC 550i frezeleme cihazı.

Eksiltmeli yöntemle üretilecek PMMA ve PEEK bloklar cihaza yerleştirildi ve kazıma işlemleri istenen örnek boyutlarına göre gerçekleştirildi.

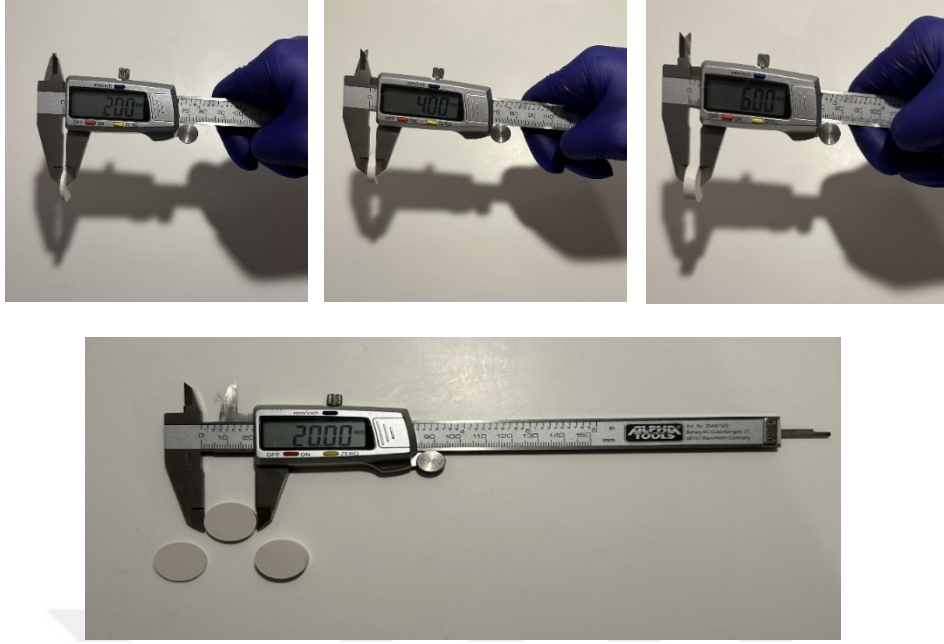


Şekil 3.9: Frezeleme işlemi sonrası A) PEEK blok B) PMMA blok.

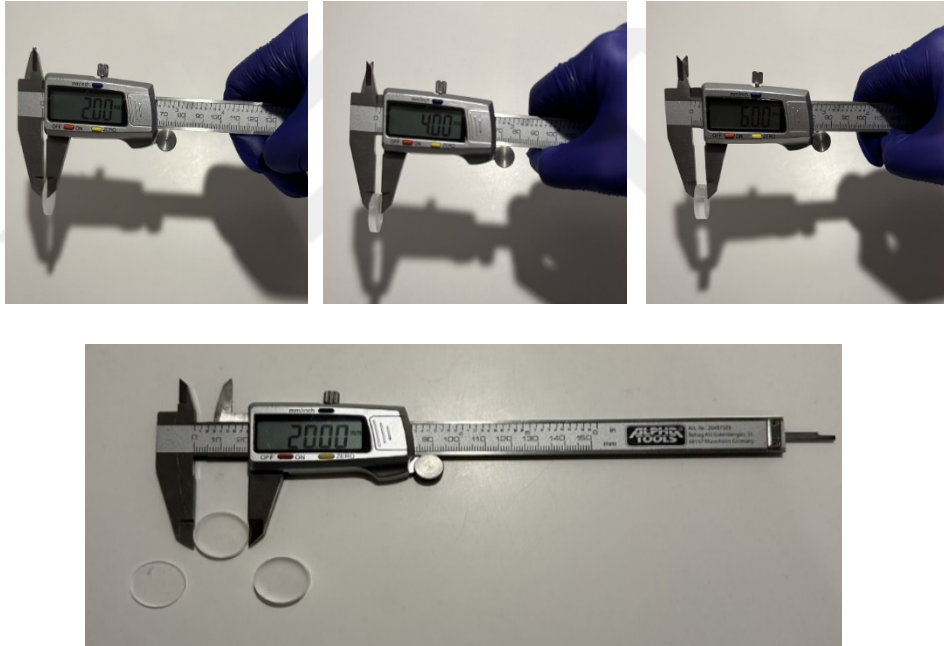
Blok içinden kazınan örnekler metal hard freze kesilerek çıkarıldı ve üretimde oluşan bağlantı parçaları uzaklaştırıldı.



Şekil 3.10: Örneklerin bağlantı yüzeylerinin giderilmesi.



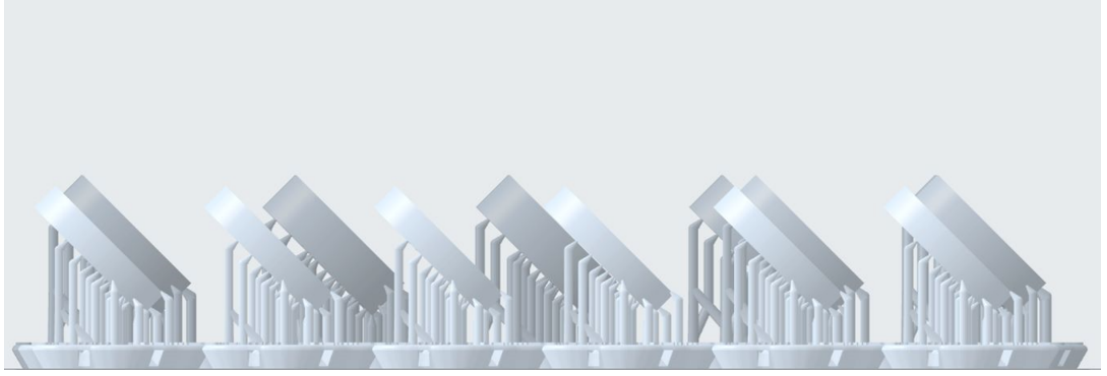
Şekil 3.11: Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK örneklerin boyutları.



Şekil 3.12: Eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA blok örneklerin boyutları.

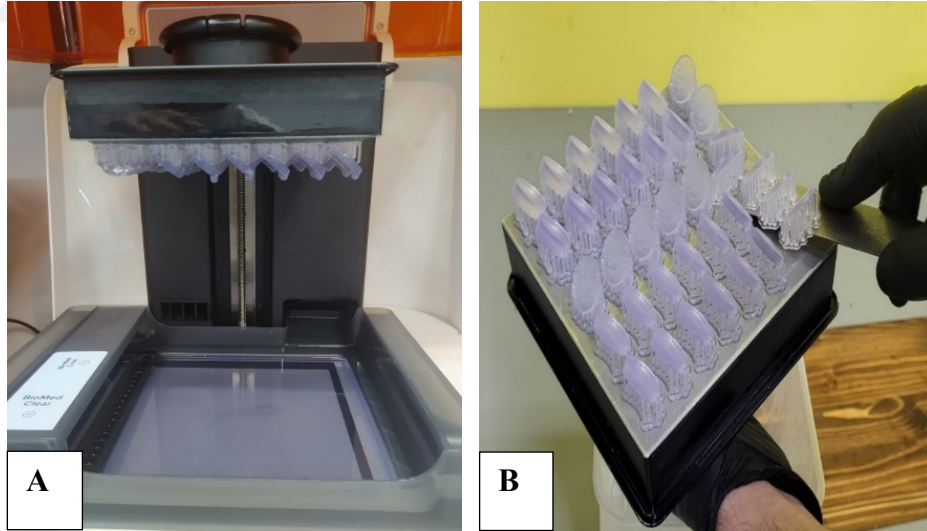
3.1.3. Eklemeli üretim yöntemi

Bu yöntemde; Autodesk® Meshmixer™ programında 20mm çapında 2mm, 4mm ve 6mm yüksekliğinde disk şeklinde tasarım yapıldı. Örnekler 45 derece açıyla üretim tablasına yerleştirildi ve katman kalınlığı 100 mikron olarak ayarlandı.

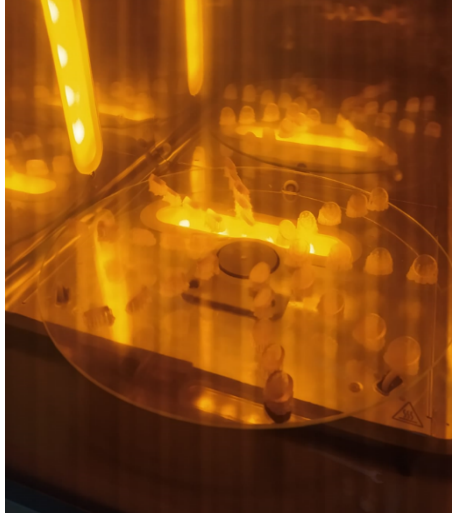


Şekil 3.13: Örneklerin üretim tablasındaki konumlarının belirlenmesi.

Formlabs marka Form 3b+ (Formlabs Inc., Somerville, MA, USA) üç boyutlu yazıcı fotopolimerize akrilik reçineyi BioMed Clear Resin (Formlabs, Somerville, MA, USA) tabaka tabaka sertleştirerek birleştirdi. Formlabs'ın geliştirdiği düşük kuvvetli SLA teknolojisi, katman kalınlığı 25 – 300 mikron, lazer nokta boyutu 85 mikron ve XY düzlem çözünürlüğü 25 mikron olarak üretim gerçekleştirebilmektedir. Esnek bir tank ve doğrusal bir aydınlatma kullanır. Düşük Kuvvetli SLA, yüksek kaliteli baskılar oluşturmak için kompakt bir lens, ayna sistemi ve ısıtma ünitesi olmak üzere 3 ana bileşenden oluşur.

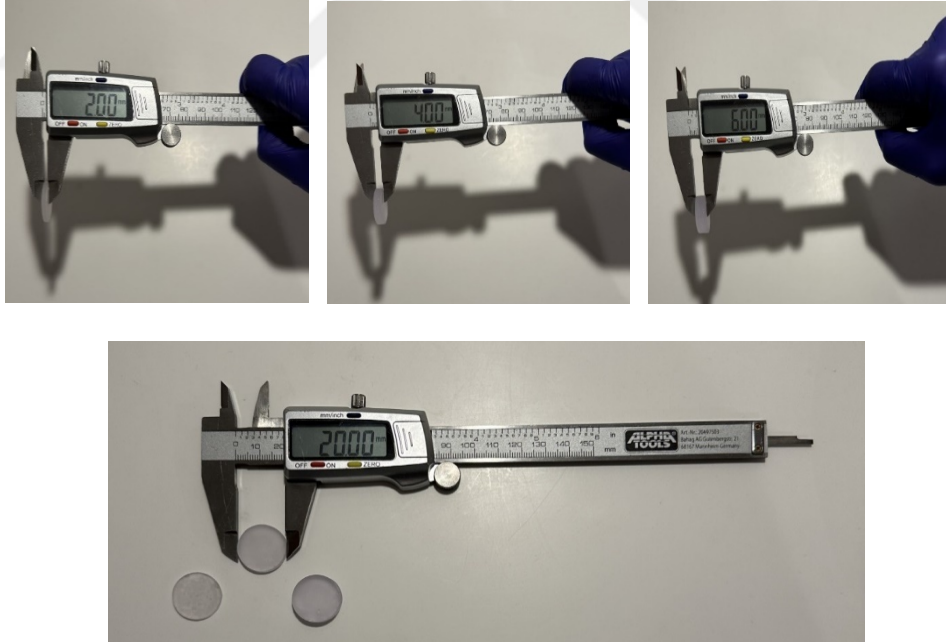


Şekil 3.14: A) 3B yazıcıdan çıkarılan örnekler. B) Örneklerin üretim tablasından çıkarılması.



Şekil 3.15: Kürleme işleminin gerçekleştirilmesi.

Ultrasonik temizleyicide 15 dakika %91 izopropil alkolle polimerize olmayan monomer kalıntısı oluşumunu engellemek için bekletildi. Üretilen parçaları maksimum mekanik özelliklerine getirmek için Form Cure kürleme cihazı kullanıldı. Cihaz 60 dakika 65°C ye ayarlandı ve kürleme gerçekleştirildi.

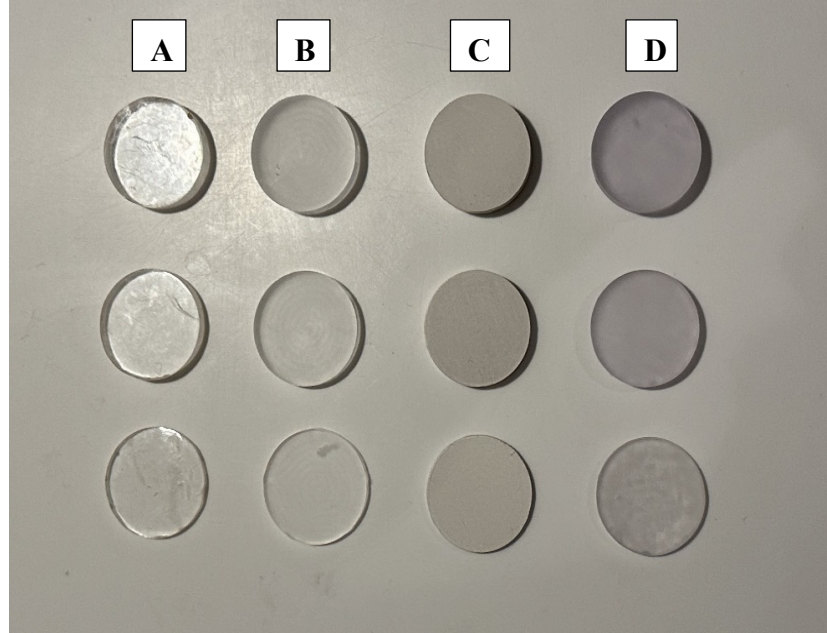


Şekil 3.16: Eklemeli yöntemle üretilen 3B baskı reçinesi örnekleri boyutları.

Üretilen tüm örnekler 800, 1200, 1500 ve 2000 gren kalınlığında silisyum karbür (SiC) zımpara kağıtların yerleştirildiği polisaj makinesiyle (Minitex 223, Metallograhy India) yüzey pürüzlülüğü giderildi. Uygulanan kuvvetin eşit olarak dağıtılması hedeflenerek numuneler silikon kalıplara gömülüp uygulama gerçekleştirildi. Üretilen tüm splintler için cilalama prosedürü uygulandı. Keçe ile pomza kullanılarak, ardından pamuk disk ile alçı tozu ile cilalama işlemi uygulandı. Universal cila patı (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ile parlatma işlemi tamamlandı.



Şekil 3.17: Minitex 223 parlatma cihazı.



Şekil 3.18: A) Geleneksel yöntemle üretilen örnekler. B) Eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA örnekler. C) Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK örnekler. D) Eklemeli yöntemle üretilen örnekler.



Şekil 3.19: Çalışmada kullanılan 120 adet örnek.

3.2. Örneklerin Lazer Tarayıcıyla Taranması

120 adet örnek yerleştirildiği plastik kapak sistemi üzerinde model tarayıcı ile aşınma işlemi öncesi ve termal-mekanik yaşlandırma sonrası kaybolan madde kayıplarının belirlenmesi için dijital taramaları yapıldı. Model tarayıcısı 5 eksenli teknolojisi ve robot kolu ile geniş çalışma alanına sahiptir. Tarama tekniği, dijital ışık şeridi projeksiyonu olarak bildirilmiştir. Tarayıcı sistemin cisimleri algılayabilmesi için örneklere 10 cm uzaktan, merkezlerini hedef alarak tarama spreyi (Dr. MAT CAD/CAM Scan Spray) uygulandı. Tarayıcının mıknatıslı modelinin üzerine silikonla sabitlenen alt kapak üzerine modeller üst kapak ile takıldı. Tarama grupları öncesi cihaz her defasında kalibre edildi. Tarama için multiple exposure (HDR) modu seçildi. Tarama tamamlandıktan sonra model aşamasına geçilip taranan altyapı etrafındaki gereksiz alanlar kesilerek dışa aktarım (export) yapılarak STL dosya formatında kaydedildi.



Şekil 3.20: Sirona inEos X5 laboratuvar tarayıcısına örneklerin yerleştirilmesi.



Şekil 3.21: Örneklerin taramalarının gerçekleştirilip STL verilerin elde edilmesi.

3.3. Termal ve Mekanik Yaşlandırma

3.3.1. Termal yaşlandırma

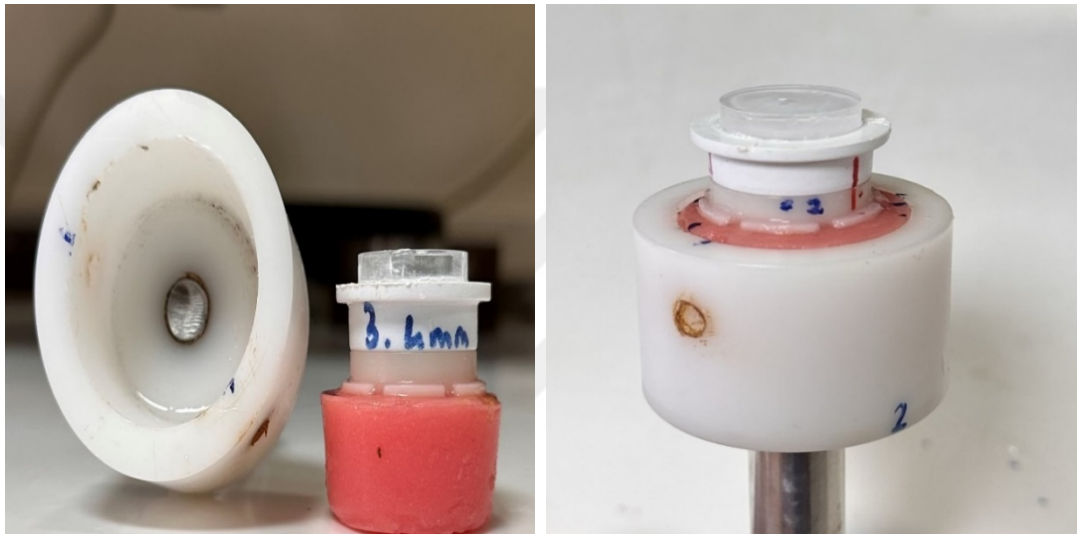
ISO standartlarıyla belirlenen sıcaklık değişimleri 5- 55°C olarak kullanıldı. Termal yaşlandırma sayısı 1 yıla denk gelen sürede 10.000 olarak çalışmalarda yer almaktadır [151]. Örnekler 1 ay, 3 ay ve 6 aya denk gelecek sürelerde termal yaşlandırma cihazında (SD Mechatronik Thermocycler, Westerham, Germany) bekletildi. Haznelerde bulunan farklı sıcaklıktaki sularda bekleme süresi 30 sn ve duraklama süresi 10 sn olarak ayarlandı. Siklusan çıkarılan örnekler çiğneme simülatörüne yerleştirildi.



Şekil 3.22: SD Mechatronik Thermocycler termal yaşlandırma cihazı.

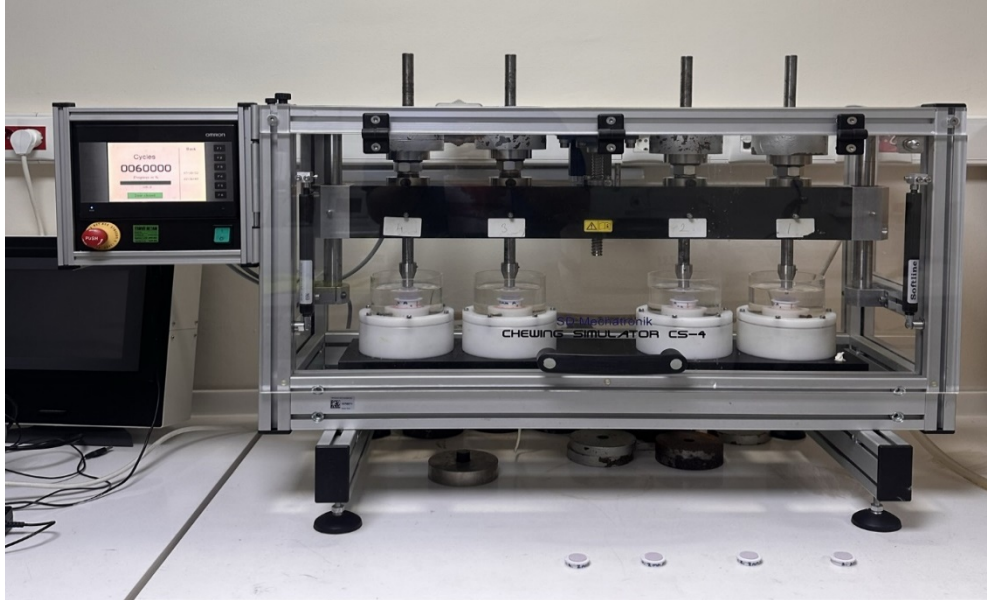
3.3.2. Çiğneme simülatörü ve aşınma testi

Çiğneme simülatöründe bulunan 4 adet haznenin plastik tutucularının içerisine akrilik rezinden (Imicryl, Konya, TÜRKİYE) yapılan blok yerleştirildi. Akrilik blokların üzerine tekrarlayan ölçümlerde örneklerin aynı konumda yerleştirilmesi için tutucu kapak alt parçası endüstriyel etil siyanoakrilat bazlı yapıştırıcı ile yapıştırıldı. Üretilen örnekler kapakların üst parçalarına yerleştirildi. Örneklerin etrafında kalan boş alana X ve I şeklinde metal hard frez ile işaretlemeler yapıldı. Tekrarlayan alan taramalarında taramaları minimum hata ile eşleştirebilmek için referans olması açısından uygulandı.



Şekil 3.23: Çiğneme simülatörünün haznesine yerleştirilen örneklerin sistemi.

Simülatörde iki gövdeli aşınma testi farklı yüksekliklerde üretilen splint materyallerinin üzerine çelik antagonist ucun teması ile gerçekleştirildi. Dikey ve yatay hareketleri eş zamanlı olarak simüle eden 4 odalı çiğneme simülatörü (CS-4.4 SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerhan, Germany) kullanıldı.



Şekil 3.24: CS-4.4 SD Mechatronik çiğneme simülatörü.

Çiğneme simülatörü dual akslı, parametleri bilgisayar sistemi ile kontrol edilen, dikey ve yatay yönde kuvvet uygulayabilen bir cihazdır. 4 hazneli simülatörün plastik tutucusunun içerisine akrilik dolduruldu ve numuneler bu düz akrilik zemin üzerine yapıştırıldı. Her haznenin içerisine aynı miktarda distile su eklendi ve örnek değişimi olduğundan distile su sistemden boşaltılıp yenilendi. Örnekler posterior bölgedeki çiğneme kuvvetini yansıtmaları için 50 N kuvvet uygulandı. Dikey hareket miktarı 4mm ve yatay hareket miktarı 0.7 mm olarak ayarlandı. İlerleme ve gerileme hızı 60 mm/sn olarak ayarlandı.



Şekil 3.25: Çiğneme simülatörü bilgisayar sistemine verilerin aktarılması.

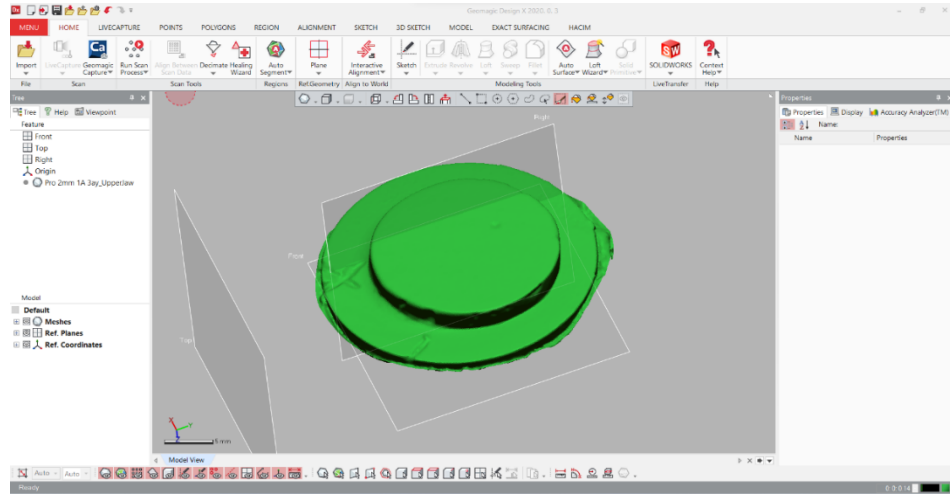
Yapılan çalışmalarda 1 senelik klinik süreç 240.000 döngü sayısına denk gelmektedir [146, 147]. Bu süreleri yansıtmak adına 1 ay için 20.000 döngü uygulanmış, 3 aylık süreç için 1 aylık sürecin üzerine eklenerek 40.000 döngü, 6 aylık süreç için yapılan döngülerin üzerine 60.000 döngü daha yapılarak örneklerin toplam 120.000 döngü yapması sağlandı.



Şekil 3.26: Çiğneme simülöründe örnekler için gerçekleştirilen döngü sayıları.

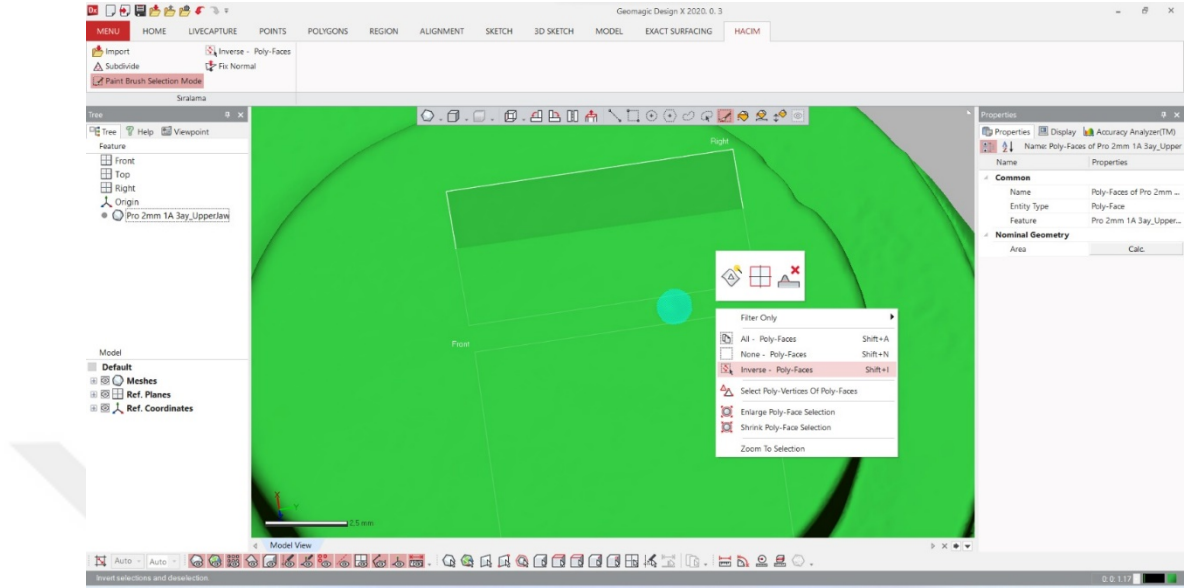
3.4. Aşınmanın Ölçülmesi

Laboratuvar tarayıcısı ile elde edilen STL veri formatındaki tarama örnekleri Geomagic Design X programına aktarıldı. STL dosya remesh edilerek mesh sayısı artırıldı.



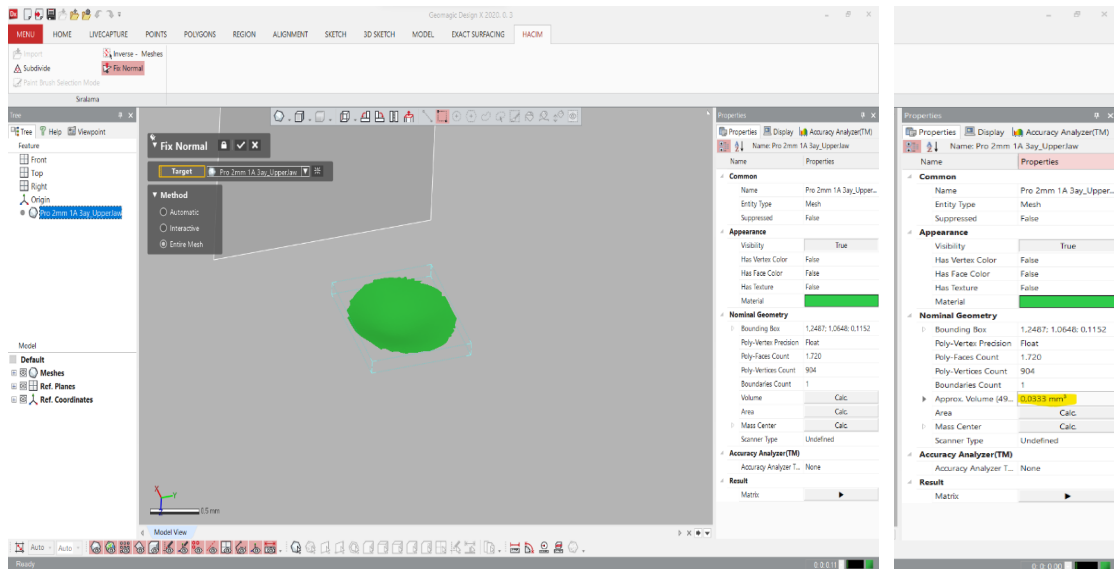
Şekil 3.27: Tarama verilerinin tersine mühendislik programına aktarılması.

Aşınma öncesi ve takip eden döngülerde aşınma sonrası tarama verileri üst üste çakıştırıldıktan sonra, hacmi ölçülecek alan seçilerek diğer alanlardan ayrıştırılması sağlandı.



Şekil 3.28: Aşınmanın gerçekleştiği alanın belirlenmesi.

Kapalı hacim oluşturulması sağlanarak yüzeyden hacim hesaplaması sağlandı. STL dosya formatlarının ilk ölçüm yapılan ile istenilen süreç sonunda meydana gelen aşınma hacim farkı mm^3 olarak hesaplandı.



Şekil 3.29: Aşınma miktarının hacimsel olarak hesaplanması.

3.5. İstatiksel Analiz

Çalışma öncesinde yapılan power analizi sonuçlarına göre ($p<0,05$) her grup için örnek sayısının en az 5, toplam örnek sayısının 60 olması gerektiği sonucuna varıldı. Literatürdeki benzer çalışmalar göz önüne alındığında her grup için örnek sayısı 10, toplam örnek sayısı 120 olarak belirlendi [154,155]. Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 21 paket programı aracılığı ile analiz edildi. Verilerin normallik testlerine Shapiro-Wilk testi ile bakıldı. Verilerin normal dağılmamasından dolayı gruplar arasındaki karşılaştırmalara Kruskal-Wallis H testi ile grup içi karşılaştırmalara ise Mann-Whitney U testi ile bakıldı. Örneklerin aşınma öncesi ve aşınma sonrası karşılaştırması wilcoxon testi ile bakıldı. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup, $p<0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $p>0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı belirtilmiştir.



4. BULGULAR

4.1. Materyallerin Kalınlık Gruplarının Aylara Göre Karşılaştırılması

Çalışmamızda farklı üretim yöntemleriyle üretilen materyallerin farklı yüksekliklerde aşınma değerleri değişen aylara göre değerlendirilmiştir. Aşınma sonucu meydana gelen kayıp hacimsel olarak mm³ cinsinden tersine mühendislik programıyla ölçülmüştür. Grupların ayrı ayrı grup içi ve gruplar arası aşınma miktarları açısından fark olup olmadığına bakılmıştır.

Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK materyalinin farklı yüksekliklerde üretilmiş gruplarının aylara göre aşınma değerleri tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1: Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK materyalinde 2, 4 ve 6 mm kalınlık grubunda ölçümlerin aylara göre dağılımları.

PEEK					
		2 mm	4 mm	6 mm	
Süre	Sayı	Ortalama değer±Standart sapma(ss)			p
	(n)				
0-1. ay	10	0,0057±0,0019 ^{a, A}	0,0048±0,0012 ^{a, A}	0,0045±0,0009 ^{a, A}	>0.05
0-3. ay	10	0,0098±0,0011 ^{b, A}	0,0087±0,0015 ^{b, A}	0,0085±0,0014 ^{b, A}	>0.05
0-6. ay	10	0,0133±0,0031 ^{c, A}	0,0136±0,0029 ^{c, A}	0,0112±0,0021 ^{c, A}	>0.05
	p	<0.05	<0.05	<0.05	

*p<0,05

Küçük harfler grup içi (dikey), büyük harfler gruplar arası (yatay) farkları göstermektedir.

Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK materyalinin kalınlık gruplarının aylara göre değişim miktarlarının değerlendirilmesine göre;

- 2 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0057) <3. ay (0,0098) <6. ay (0,0133) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 4 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0048) <3. ay (0,0087) <6. ay (0,0136) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 6 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0045) <3. ay (0,0085) <6. ay (0,0112) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.

Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK materyalinin aylık periyotlarında farklı kalınlık gruplarının değerlendirilmesine göre;

- 1. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.
- 3. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.
- 6. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.

Eklemeli yöntemle üretilen Biomed Clear reçine materyalinin farklı yüksekliklerde üretilmiş gruplarının aylara göre aşınma değerleri tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2: Eklemeli yöntemle üretilen Biomed Clear reçine materyalinde 2, 4 ve 6 mm kalınlık gruplarında ölçümlerin aylara göre dağılımları.

3BY					
		2 mm	4 mm	6 mm	
Süre	n	Ortalama değer±ss			p
0-1. ay	10	0,0160±0,0044 ^{a, A}	0,0162±0,0041 ^{a, A}	0,0165±0,0055 ^{a, A}	>0.05
0-3. ay	10	0,0254±0,0067 ^{b, A}	0,0253±0,0057 ^{b, A}	0,0278±0,0077 ^{b, A}	>0.05
0-6. ay	10	0,0327±0,0078 ^{c, A}	0,0305±0,0049 ^{c, A}	0,0365±0,0063 ^{c, A}	>0.05
	p	<0.05	<0.05	<0.05	
*p<0,05					
Küçük harfler grup içi (dikey), büyük harfler gruplar arası (yatay) farkları göstermektedir.					

Eklemeli yöntemle üretilen Biomed Clear reçine materyalinin kalınlık değerlerinin aylara göre değişim miktarlarının değerlendirilmesine göre;

- 2 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0160) <3. ay (0,0254) <6. ay (0,0327) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 4 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0162) <3. ay (0,0253) <6. ay (0,0305) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 6 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0165) <3. ay (0,0278) <6. ay (0,0365) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.

Eklemeli yöntemle üretilen Biomed Clear reçine materyalinin aylık periyotlarında farklı kalınlık gruplarının değerlendirilmesine göre;

- 1. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.
- 3. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.
- 6. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.

Konvansiyonel yöntemle üretilen Probase materyalinin farklı yüksekliklerde üretilmiş gruplarının aylara göre aşınma değerleri tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3: Konvansiyonel yöntemle üretilen Probase materyalinde 2, 4 ve 6 mm kalınlık gruplarında ölçümlerin aylara göre dağılımları.

PROBASE					
		2 mm	4 mm	6 mm	
Süre	n	Ortalama değer $\pm$ ss			p
0-1. ay	10	0,0181 $\pm$ 0,0046 ^{a, A}	0,0156 $\pm$ 0,005 ^{a, A}	0,0140 $\pm$ 0,0041 ^{a, A}	>0.05
0-3. ay	10	0,0299 $\pm$ 0,0063 ^{b, A}	0,0252 $\pm$ 0,0069 ^{b, B}	0,0246 $\pm$ 0,0057 ^{b, B}	>0.05
0-6. ay	10	0,0456 $\pm$ 0,0119 ^{c, A}	0,0430 $\pm$ 0,0083 ^{c, A}	0,0370 $\pm$ 0,0052 ^{c, B}	>0.05
p		<0.05	<0.05	<0.05	
*p<0,05					
Küçük harfler grup içi (dikey), büyük harfler gruplar arası (yatay) farkları göstermektedir.					

Konvansiyonel yöntemle üretilen Probase materyalinin kalınlık değerlerinin aylara göre değişim miktarlarının değerlendirilmesine göre;

- 2 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0181) <3. ay (0,0299) <6. ay (0,0456) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 4 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0156) <3. ay (0,0252) <6. ay (0,0430) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 6 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0140) <3. ay (0,0246) <6. ay (0,0370) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.

Konvansiyonel yöntemle üretilen Probase materyalinin aylık periyotlarında farklı kalınlık gruplarının değerlendirilmesine göre;

- 1. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.
- 3. ay ölçüm değerlerinde 2mm kalınlık grubu 4 ve 6mm kalınlık gruplarına göre anlamlı derecede yüksek değer göstermektedir.

- 6. ay ölçüm değerlerinde 2 ve 4mm kalınlık grupları 6mm kalınlık grubuna göre anlamlı derecede yüksek değer göstermektedir.

Eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA materyalinin farklı yüksekliklerde üretilmiş gruplarının aylara göre aşınma değerleri tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4: Eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA materyalinde 2, 4 ve 6 mm kalınlık gruplarında ölçümlerin aylara göre dağılımları.

BIOPMMA					
		2 mm	4 mm	6 mm	
Süre	n	Ortalama değer±ss			p
0-1. ay	10	0,0396±0,0102 ^{a, A}	0,0442±0,0069 ^{a, A}	0,0428±0,0147 ^{a, A}	>0.05
0-3. ay	10	0,0728±0,0197 ^{b, A}	0,0804±0,0226 ^{b, A}	0,0816±0,0287 ^{b, A}	>0.05
0-6. ay	10	0,1098±0,0253 ^{c, A}	0,1192±0,0379 ^{c, A}	0,1191±0,0367 ^{c, A}	>0.05
	p	<0.05	<0.05	<0.05	
*p<0,05					
Küçük harfler grup içi (dikey), büyük harfler gruplar arası (yatay) farkları göstermektedir.					

Eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA materyalinin kalınlık değerlerinin aylara göre değişim miktarlarının değerlendirilmesine göre;

- 2 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0396) <3. ay (0,0728) <6. ay (0,1098) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 4 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0442) <3. ay (0,0804) <6. ay (0,1192) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.
- 6 mm grubunda ortalama aşınma değeri olarak 1. ay (0,0428) <3. ay (0,0816) <6. ay (0,1191) şeklinde sıralanmıştır. Grupların her biri diğerine göre istatistiksel olarak anlamlıdır.

Eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA materyalinin aylık periyotlarında farklı kalınlık gruplarının değerlendirilmesine göre;

- 1. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.

- 3. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.
- 6. ay ölçüm değerlerinde kalınlık grupları arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.

4.2. Materyallerin Kendi İçerisinde Kalınlık Farklılıklarının Aylara Göre Karşılaştırılması

Farklı üretim yöntemleriyle üretilen 4 farklı oklüzal splint materyalinin, farklı yükseklikleri için kendi içinde aylara göre aşınma miktarları Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5: 2, 4 ve 6 mm kalınlık grubunda materyallerin kendi içerisinde aylara göre aşınma değerlerinin dağılımı.

			2 mm	4 mm	6 mm
Süre	Materyal	n	Ortalama değer±ss		
0-1. ay	PEEK	10	0,0057±0,0019 ^a	0,0048±0,0012 ^a	0,0045±0,0090 ^a
	3BY	10	0,0160±0,0044 ^b	0,0162±0,0041 ^b	0,0165±0,0055 ^b
	PROBASE	10	0,0181±0,0046 ^b	0,0156±0,0050 ^b	0,0140±0,0041 ^b
	BİOPMMA	10	0,0396±0,0102 ^c	0,0442±0,0069 ^c	0,0428±0,0147 ^c
	p		<0.05	<0.05	<0.05
0-3. ay	PEEK	10	0,0098±0,0011 ^a	0,0087±0,0015 ^a	0,0085±0,0014 ^a
	3BY	10	0,0254±0,0067 ^b	0,0253±0,0057 ^b	0,0278±0,0077 ^b
	PROBASE	10	0,0299±0,0063 ^b	0,0252±0,0069 ^b	0,0246±0,0057 ^b
	BİOPMMA	10	0,0728±0,0197 ^c	0,0804±0,226 ^c	0,0816±0,0287 ^c
	p		<0.05	<0.05	<0.05
0-6. ay	PEEK	10	0,0133±0,0031 ^a	0,0136±0,0029 ^a	0,0112±0,0021 ^a
	3BY	10	0,0327±0,0078 ^b	0,0305±0,0049 ^b	0,0365±0,0063 ^b
	PROBASE	10	0,0456±0,0119 ^b	0,0430±0,0083 ^b	0,0370±0,0052 ^b
	BİOPMMA	10	0,1098±0,0253 ^c	0,1192±0,0379 ^c	0,1191±0,0367 ^c
	p		<0.05	<0.05	<0.05

*p<0.05

Küçük harfler grup içi (dikey) farkları göstermektedir.

1. ay ölçüm değerlerinde 2, 4 ve 6 mm kalınlıklarda materyaller arasında anlamlı derecede farklılık olduğu görülmektedir ($p<0.05$). BİOPMMA aşınma değeri (0,0396-0,0442-0,0428) diğer materyallere göre anlamlı derecede yüksek iken PEEK (0,0057-0,0048-0,0045) aşınma değeri anlamlı derecede en düşük olarak bulunmuştur. 3BY (0,0160-0,0162-0,0165) ve PROBASE (0,0181-0,0156-0,0140) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

3. ay ölçüm değerlerinde 2, 4 ve 6 mm kalınlıklarda materyaller arasında anlamlı derecede farklılık olduğu görülmektedir ($p<0.05$). BİOPMMA (0,0728-0,0804-0,0816) aşınma değeri diğer materyallere göre anlamlı derecede yüksek iken PEEK (0,0098-0,0087-0,0085) aşınma değeri anlamlı derecede en düşük olarak bulunmuştur. 3BY (0,0254-0,0253-0,0278) ve PROBASE (0,0299-0,0252-0,0246) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

6. ay ölçüm değerlerinde 2, 4 ve 6 mm kalınlıklarda materyaller arasında anlamlı derecede farklılık olduğu görülmektedir ($p<0.05$). BİOPMMA (0,1098-0,1192-0,1191) aşınma değeri diğer materyallere göre anlamlı derecede yüksek iken PEEK (0,0133-0,0136-0,0112) aşınma değeri anlamlı derecede en düşük olarak bulunmuştur. 3BY (0,0327-0,0305-0,0365) ve PROBASE (0,0456-0,0430-0,0370) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada konvansiyonel, eksiltmeli ve tabakalı üretim yöntemleriyle üretilen farklı yüksekliklere sahip 4 farklı oklüzal splint materyalinin farklı zaman periyodlarında meydana gelen aşınma miktarları değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular neticesinde materyallerin farklı kalınlık değerlerinin döngülere göre değişen aşınma miktarları, sırasıyla klinik süreye eş değer olarak 1 ay, 3 ay ve 6 ay olmak üzere istatistiksel olarak anlamlı derecede artış göstermiştir. Farklı üretim yöntemleriyle üretilen 4 farklı oklüzal splint materyalinin farklı yüksekliklerine ve farklı zaman periyodlarına göre aşınmaları değerlendirildiğinde, gruplar arasında aşınma değerleri açısından herhangi bir fark oluşmayacağı yönündeki hipotezimiz reddedilmiştir.

Oklüzal splint kullanımı, TMR'lerin tedavisinde en yaygın yöntem olarak kabul edilmektedir, TMR'lerin tedavisi için uygun dikey kalınlığının tartışmalı olmaya devam etmesi, tam yüksekliğin seçimi için tartışma konusudur [43]. Literatürde, TMR'lerin tedavisinde 1 ile 15 mm arasında farklı kalınlıklarda splintlerin TMR ile ilişkili semptomlar üzerindeki etkinliğinin farklı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Bu nedenle, stabilizasyon splintinin yüksekliğinin seçimi, tedavinin etkinliğini belirlemede önemli bir faktör olduğu görülmektedir [5, 6, 44, 45]. Farklı kalınlıklardaki 2, 3, 4, 5 ve 6 mm oklüzal splintin TME stres dağılımı üzerindeki etkisi araştırılmıştır ve unilateral TME redüksiyonsuz disk deplasmanının tedavisi için 2 mm optimal kalınlık olarak kabul edilmiştir [46]. Disk düzensizliğinin tedavisinde etkili oklüzal splint dikey kalınlığını değerlendiren prospektif çalışmada MRG ölçümlerine ve klinik sonuca dayanarak anterior disk deplasmanı için redüksiyonlu ve redüksiyonsuz sırasıyla 4 ve 6 mm kalınlığında splintler önerilmiştir [5]. Disk şekilli oklüzal splint materyallerinin aşınmasını değerlendiren çalışmalarda materyallerin yükseklikleri 2, 3, 4, 5, 6 ve 12 mm olarak değişkenlik göstermektedir [154, 156-160]. Çalışmamızda 2, 4 ve 6 mm kalınlıklardaki splint kullanımının literatürde sıklıkla önerilmesi sonucu örneklerin üretimi bu kalınlıklarda belirlenmiştir. Farklı üretim

yöntemleri ile üretilen oklüzal splint materyallerinin aşınmasının değerlendirildiği benzer çalışmalarda disklerin çapı 20 mm olarak belirlenmiştir [156, 157].

Materyallerin formları yapılan çalışmalarda disk, çubuk, dikdörtgen ve oklüzal splint şeklinde kullanılmıştır [68, 161-163]. Farklı üretim yöntemlerinde üretilmiş oklüzal splint materyallerin aşınmasının değerlendirildiği çalışmalarda materyaller disk şeklinde üretilmiştir [154, 155, 158, 164-166]. Çalışmamızda literatürdeki splint materyallerinin aşınmasının değerlendirildiği çalışmalara benzer disk şeklinde materyaller kullanılmıştır.

TMR için oklüzal splint kullanım süresi için çok sayıda görüş bulunmaktadır. Kas kaynaklı TMR durumunda oklüzal splint süresi 7 gün- 3ay arasında değişkenlik gösterirken, eklem içi düzensizliklerde literatürde 3- 6 ay en sık belirtilen sürelerdir [167]. Ağrılı TMR durumunda hastalara 1 ay boyunca oklüzal splint kullanımı sonucu temporal ve masseter kaslarının basınç ağrısı eşiklerinin anlamlı olarak yüksek olduğu ve görsel analog skala (VAS) skorlarının istatistiksel olarak azaldığı görülmüştür [168]. Miyojenik temporomandibular fonksiyon bozukluğu olan hastalarda 1 aylık splint kullanımının ağrı yoğunluğunu azaltabildiği ve ağrısız ağız açıklığını arttırabildiği bildirilmiştir [169]. Miyofasyal ağrı disfonksiyon sendromu belirti ve semptomları olan hastalarda 3 aylık stabilizasyon splinti kullanımının mandibular hareketleri iyileştirdiği, kas ağrısını ve palpasyondaki hassasiyeti azalttığı bildirilmiştir [170]. Hersek ve ark.'ları 6 aylık splint tedavisi sonrası eklem düzensizliklerine bağlı kemik reaksiyonlarının ve ağrının olumlu bir etki gösterdiğini bildirmişlerdir [171]. Stabilizasyon splintinin 6 aylık kullanımında spontan ağrı, yaşam kalitesi ve alt çene fonksiyonel kısıtlılıklarında anlamlı derecede düzelmeye sağladığı ve ağrısız ağız açıklığında önemli ölçüde daha yüksek değer gösterdiği bildirilmiştir [41]. 1 yıllık takip süresinde TMR ile ilişkili yüz ağrısında stabilizasyon splint tedavisinin etkinliğini değerlendiren 1, 3, 6 ve 12 aylık zaman dilimlerinde kontrollerin gerçekleştirildiği çalışmada, splint tedavisinin ağrıyı azaltmada etkisi incelenmiştir [172]. Çalışmamızda sıklıkla tercih edilen ve klinik olarak kontrol seanslarına denk gelen 1, 3 ve 6 aylık zaman dilimlerine denk gelen döngü sayıları kullanılmıştır.

Aşınma testinden önce materyallerin yüzeylerin parlatılarak standardizasyonun sağlandığı çalışmalar mevcuttur [154, 155, 158, 162, 164-166]. Poliamid ve PMMA protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmada

parlatma protokolünün önemi vurgulanmıştır. Poliamid, geleneksel laboratuvar tekniğiyle cilalandığında 7 kattan fazla pürüzsüz hale gelirken, PMMA aynı cilalama tekniği kullanılarak cilalandığında 20 kattan fazla pürüzsüz hale gelmiştir [173]. PEKK, poliamid ve PMMA örneklerin yüzey pürüzlülüğü ve sertliğinin değerlendirildiği çalışmada parlatma işlemi ile örneklerin standartlaştırılması hedeflenmiştir [174]. Parlatma protokollerini takip etmeyen çalışmalar, parlatma protokolleri yapılan çalışmalarla karşılaştırıldığında testten sonra önemli ölçüde daha fazla aşınma göstermiştir. Bu nedenle testten önce malzeme için polisaj işlemlerinin yapılması önerilebilir [175]. Konvansiyonel ve dijital üretim yöntemleri ile üretilen oklüzal splint materyallerinin aşınmasının değerlendirildiği çalışmada örnekler aşınma uygulanmasından önce farklı grenlerde zımpara kağıtları ile yüzey pürüzlülüğü giderilmiş, keçe ile pomza ve pamuk disk ile parlatma macunu uygulanmıştır [176]. Çalışmamızda üretilen tüm örnekler 800, 1200, 1500 ve 2000 gren kalınlığında silisyum karbür zımpara kağıtların yerleştirildiği polisaj makinesiyle yüzey pürüzlülüğü giderilmiştir. Kullanılan geleneksel cilalama prosedüründe örnekler, keçe ile pomza uygulanmış ve pamuk parlatma lastiği ile evrensel parlatma macunu ile cilalanmıştır. Çalışmamızda tüm örnekler belirtilen cilalama yöntemine uygun şekilde hazırlanmıştır.

Literatürde splint materyallerinin aşınmasının değerlendirildiği çalışmalarda test öncesi saklama koşulları için sıcaklık ve zaman için kullanılan değerlerin standart kanıtları sağlanamamıştır. Bu nedenle, PMMA malzemelerinin testten önce suda saklanmasını öneren açık bir protokol gereklidir. 3B yazıcıdan üretilen materyallerin nasıl saklanacağı konusunda daha fazla araştırmaya ihtiyacı vardır [175]. Boyutsal stabilitenin su depolamadan etkilenebileceğini destekleyen çalışmada, protezlerin kuru bir ortamda saklanması ıslak koşullardan daha iyi olacağı, çünkü kuru depolama en az boyutsal değişikliğe neden olacağı bildirilmiştir [177]. Literatürdeki çalışmalara benzer şekilde, çalışmamızda da test öncesi örneklerin form ve hacimlerinde değişiklik olmaması için suda bekletme işlemi uygulanmamıştır [158, 159, 166, 178].

Ağız ortamında meydana gelen aşınmaları simüle edebilecek laboratuvar çalışmaları, değişkenleri in vivo değerlendirmelere göre daha kontrol edilebilir kılmaktadır [179, 180]. Verilerin çok sayıda değişkene sahip olması in vivo çalışmaların sonuçlarının elde edilmesi için yüksek maliyet ve uzun süre gerektirmesine neden olur [181]. Ağız ortamındaki karmaşık yapının in vitro testlerle

tam olarak taklit edilmesi mümkün değildir [179, 182]. Parametrelerin ayarlanabilir olması, kontrollü olarak testin gerçekleştirilmesiyle in vitro çalışmalar güvenilir sonuçlar vermektedir [179, 180]. İn vivo çalışmalarla desteklenen in vitro aşınma verileri, klinik olarak benzer sonuçlar göstermektedir [183]. Farklı üretim yöntemlerinde üretilen oklüzal splint materyallerindeki aşınmayı test ettiğimiz çalışmamız parametrelerin istenilen şekilde ayarlandığı ve standardizasyonun sağlandığı çiğneme simülatöründe in vitro olarak gerçekleştirilmiştir.

Çalışma mekanizmaları farklı şekilde çok sayıda aşınma sistemi mevcuttur [14, 120]. Aşınma prosedürlerindeki farklılık aynı kuvvet, frekans, döngü sayısı, hız ve antagonist kullanılsa dahi sonuçların karşılaştırılabilir olmadığı bildirilmiştir. Willytec aşınma sisteminin diğer aşınma sistemleri ile on dental materyalin incelendiği çalışmada aşınma için en düşük varyasyonları gösterdiği ve sonuçların tekrarlanabilir standart sağladığı bildirilmiştir [184]. Çalışmamızda literatürde sıklıkla kullanılan Willytec çiğneme simülatörü kullanılmıştır [155, 162, 164, 165].

Aşınma simülasyon cihazlarının değerlendirildiği çalışmada çok sayıda çeşitli antagonist bildirilmiştir [110]. Altın, kompozit, alümina, seramik, paslanmaz çelik ve krom antagonist olarak kullanılan materyallere örnektir [14]. Minenin antagonist olarak değerlendirildiği çalışmalarda, dişler en yakın formda seçilir ve standart sağlanması için uygun şekilde preparasyonları sağlanır [185]. Mine yerine diğer antagonistleri kullanma kararı, her test için aynı antagonistlere sahip olmak amacıyla uçların aynı şekle ve boyuta sahip olmasıyla açıklanabilir [186]. Oklüzal splint materyallerinin farklı döngü sayılarındaki aşınmalarının değerlendirildiği çalışmada, çalışmamızda kullanılan çiğneme simülatörü ve antagonist olarak aynı şekilde çelik top uçlar kullanılmıştır [155]. Çalışmamızda benzer şekilde paslanmaz çelik küresel formda antagonistlerin kullanılmasıyla standart form ve içerik sağlanmıştır.

Farklı gıdalar ile yapılan klinik çalışmada dikey çiğneme kuvvetinin kayıp molar diş bölgesine yapılan köprü apareyi ile 20-120 N aralığında olduğu analiz edilmiştir. Çiğneme sırasında yatay kuvvet, dikey kuvvetin yaklaşık olarak %35'i olduğu ve çiğneme kuvvetinin zaman ile ve çiğneme hareketlerinin sayısı ile azalma gösterdiği bildirilmiştir [149, 187]. Willytec aşınma sistemi için fizyolojik ısırma kuvveti olan 50 N [14, 110], çok sayıda çalışmada uygulandığı bildirilmiştir [155, 158, 162]. Kuvvet değerinin artmasıyla çiğneme simülatörlerinde aşınmanın arttığı gözlenmiştir ancak elde edilen değerler arasında bağlantı kurulamadığı gözlenmiştir.

[149, 188]. Çalışmamızda literatüre uygun şekilde fizyolojik ısırma kuvveti olan 50N kuvvet uygulanmıştır.

1 yıllık klinik kullanım süresine denk gelen zamanda çiğneme simülatörü için 240.000 döngünün benzer sonuçları karşıladığı bildirilmiştir [146, 147]. Literatürde oklüzal splintlerin tedavi süresinde kullanımı 1-12 ay olarak farklılık göstermektedir [189]. Çalışmamızda 1 aylık süre için 20.000 döngü, 3 aylık süre için 60.000 döngü ve 6 aylık süreç için 120.000 döngülerde testler gerçekleştirilmiştir.

Lateral hareket parametresi aşınma testlerinde mikro yorgunluğun taklit edilmesi açısından önemlidir [110]. Literatürde 0.3 mm, 0.7 mm, 1 mm, 2 mm ve 3 mm lateral hareket değerleri kullanılmıştır [165, 185, 190-192]. Lateral hareket parametresi aşınma testlerinde mikro yorgunluğun taklit edilmesi açısından önemlidir [110]. Molar diş bölgesinde 0.3 mm fizyolojik lateral hareket değeri olarak belirtilmiştir [193]. Oklüzal splintlerin aşınmasının değerlendirildiği çalışmalarda lateral hareket değeri 0.7 mm olarak uygulanmıştır [158, 162]. Çalışmamızda benzer şekilde 0.7 mm lateral hareket uygulandı. Frekans değeri çiğneme simülatörlerinde 1.2- 1.7 Hz aralığında değişen oranlarda ayarlanmaktadır [14]. Çalışmamızda 1.4 Hz frekans değerinde simülasyon gerçekleştirilmiştir.

Termal döngü yöntemi, sıklıkla kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerindendir. Termal döngünün aşınmaya etkisi materyalin özelliklerine bağlıdır. 5-55°C arasında değişen sıcaklıklar uygulanmaktadır. Termal yaşlandırma sayısı 1 yıla denk gelen sürede 10.000 olarak çalışmalarda yer almaktadır [151]. Literatürde uygulanan 1 yıllık süreye denk gelen 10.000 döngü, çalışmamızda 1, 3 ve 6 aylık klinik kullanım zaman dilimlerine denk gelecek şekilde 5-5 °C arasında termal döngü uygulanmıştır. Çalışmamızda termal döngü çiğneme simülatöründe aşınmalar uygulanmadan önce gerçekleştirilmiştir.

Çiğneme simülatöründe oda sıcaklığında distile su kullanılarak aşınmış partiküllerin uzaklaştırılması sağlanmıştır. Partiküllerin uzaklaştırılmasının nedeni antagonist ve malzeme arasında aşındırıcı etki oluşturmalarının önüne geçmektir [110]. Distile suyun aşınma için uygun ara ortam olduğu, ağız içine benzer şekilde nemli ortamı taklit edilebildiği bildirilmiştir [194, 195]. Literatürdeki çalışmalarda 25-37°C'nin kullanıldığı sıcaklık belirsizliği nedeniyle çalışmamızda oda sıcaklığında distile su kullanıldı [196-198]. Çalışmamızda aşınmış partiküllerin uzaklaştırılması ve

3 gövdeli aşınmanın engellenmesi için oda sıcaklığında distile su ile çiğneme simülatöründe aşınmalar gerçekleştirilmiş ve düzenli olarak distile suyun değişimi sağlanmıştır.

Literatürde aşınma miktarının değerlendirildiği çalışmalarda kullanılan çiğneme simülatörü cihazları ve parametreleri, yaşlandırma süreleri, antagonist materyaller ve kullanılan örneklerin yüzey işlemlerinin farklı olduğu görülmektedir. Yapılan çalışmaların değerlendirilmesinde standardizasyon sağlamak güçtür [155, 158, 162, 165].

Yapılan çalışmalarda aşınma miktarının ölçülmesi tespiti için yükseklik, alan veya hacim olarak farklı şekillerde ölçüm yapıldığı görülmektedir. Aşınma miktarının ölçümünde en ideal yöntem 3B görüntülerin karşılaştırılması ile hacimsel kaybın ölçüldüğü çalışmalar olduğu görülmektedir [183]. Temassız profilometre, kontak profilometre ve 3B tarayıcılar ile hacimsel kaybın ölçüldüğü çalışmalar bulunmaktadır [164, 165, 199]. Örnekler aşınma gerçekleşmeden önce ve belirlenen sürelerde aşınmaları gerçekleştikten sonra olmak üzere lazer tarayıcı ile taranmıştır. Elde edilen veriler, tersine mühendislik programına aktarılmış ve değişen sürelerle meydana gelen aşınma kayıpları veriler üst üste çakıştırılarak ölçülmüştür.

Optik tarama işleminin mekansal çözünürlüğünün iyileştirilmesi ve nesne yüzeyinin parlak yüzeyinin yansıtma özelliğinin bastırılması sonuçların kalitesi açısından önemlidir. Nesne yüzeyi yüksek yansıtıcılığa veya aynasal yansımalara sahip olduğunda, bazı alanlar aşırı pozlanır ve kamera sensörünün doygunluğuna neden olur. Bunun tersine, düşük yoğunluklu yansıtılan şeritlerle projeksiyon yaparken, düşük yansımaya sahip bazı alanlar çok karanlık olacaktır, her iki durumda da yeniden oluşturulan 3B modelde hatalara neden olmaktadır [200]. Bizim çalışmamızda da örneklerin taramalarının yapılmasından önce, aynı mesafeden aynı sürede taranacak nesne üzerinde homojen ve ince bir spreyci film oluşturacak şekilde tarama spreyci kullanılmıştır.

Dokuz ağız içi ve dört laboratuvar dijital tarayıcının doğruluğunun ve hassasiyetinin değerlendirildiği çalışmada, Sirona inEos X5 anlamlı derecede yüksek değer göstermiştir [201]. 3B tarama yapan sekiz farklı ağız dışı laboratuvar tarayıcısının doğruluğunu ve hassasiyetini değerlendiren çalışmada, Sirona inEos X5'in içinde bulunduğu mavi ışık kullanan tarayıcılar, beyaz ışık ve lazer tarayıcılara

göre daha doğru sonuçlar vermiştir [202]. Çalışmamızda mavi ışıklı dijital şerit ışık projeksiyonuna dayanan kamera optiğine sahip inEoS X5 laboratuvar tarayıcı ile yüksek kalite standartlarına göre taramalar gerçekleştirilip veriler elde edilmiştir.

Elde edilen tarama verilerinin karşılaştırılması, tekrar eden aşınmalarda farklılıkların hesaplanması ve verilerin karşılaştırılması için Geomagic DesignX tersine mühendislik programı kullanılmıştır. Konvansiyonel, eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen splint örneklerinin hacimsel ve dikey kaybının ölçümü için çalışmamıza benzer Geomagic DesignX programı kullanılmıştır [159].

Çalışmamızda üretim yöntemlerine ait materyal aşınması değerleri istatistiksel olarak en düşük PEEK ve en yüksek PMMA blokta eksiltmeli üretim yönteminde görülürken, geleneksel ve eklemeli üretim yönteminde istatistiksel olarak anlamlı derecede fark görülmemiştir. Çalışmanın seyrindeki termomekanik yaşlandırmanın yorulma aşınmasına neden olduğu görülmüştür.

Eksiltme yöntem ile üretilen PEEK, PMMA, polikarbonat ve geleneksel yöntemle termoform plaklardan üretilen etilen vinil asetat, polietilentereftalattan oklüzal splint materyalleri disk şeklinde çiğneme simülatöründe (49 N, 60.000 döngü, 5-55 °C termal siklus) mine antagonistine karşı yüzey pürüzlülüğü ve aşınmasının değerlendirildiği çalışmada, en yüksek hacim kaybı EVA materyalinde, en az hacim kaybı eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK materyalinde görülmüştür [158]. Eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK örnekler, çalışmamıza benzer şekilde geleneksel yöntemle üretilen materyallere ve eksiltmeli üretim yöntemiyle üretilen PMMA'ya göre daha az aşınma göstermiştir. Geleneksel üretim yönteminin en düşük aşınma değerini göstermesi çalışmamızdan farklı olarak vakumla plak şekillendirme tekniğinin kullanılması ile materyalin farklı içerik ve farklı bir üretim basamağından elde edilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Geleneksel yöntemle üretilen akrilik rezin ve eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK materyalinden hazırlanan splintlerin değerlendirildiği klinik çalışmada, üretim ve teslim için harcanan süre ile aşınma sonucu splintlerin yüzeyindeki maksimum derinlik ve hacimsel kayıp ölçülmüştür. Çalışma PEEK'ten üretilen splintin 12 hafta kullanım süresinde daha az aşınma gösterdiğini, bu da PEEK'in splint üretiminde klinik gereksinimleri karşılayabileceğini göstermiştir [203]. Çalışmamızdaki benzer yükseklik değerlerindeki PEEK materyali, geleneksel üretim yöntemiyle üretilen ısı

ile polimerize akrilik rezin ve eksiltmeli üretim yöntemiyle PMMA bloktan üretilen splint materyallerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük aşınma göstermiştir. PEEK molekül ağırlığının, akrilik rezinin ana bileşeni PMMA'nın yaklaşık üç katı olduğu, benzer diş malzemelerinin klinik aşınmasında molekül ağırlığı ne kadar büyükse, tokluğun ve aşınma direncinin de o kadar iyi olduğu öne sürülmüştür [204].

Geleneksel yöntemle üretilen ısı ile polimerize akrilik rezin ve eksiltmeli yöntemle üretilen PEEK'in eğilme mukavemeti ve sertlik değerlerinin incelendiği çalışmada, PEEK'in eğilme mukavemeti 183 MPa, PMMA'nınki ise 84 MPa, PEEK ve PMMA'nın sertliği sırasıyla 24 VHN ve 19,4 VHN olarak bildirilmiştir. Çalışmada, PEEK'in PMMA'ya göre üstün özelliklere sahip potansiyel bir protez kaide malzemesi olabileceği gözlenmiştir [205]. Eğilme mukavemeti, malzemenin sertliğini öngördüğü için önemlidir, çalışmamızda kullanılan PEEK materyalinin eğilme mukavemeti ve sertlik değeri diğer splint materyallerine göre üstündür bu nedenle PEEK ile üretilen splint örneklerinin daha az aşınma gösterdiğini düşünmekteyiz.

Eksiltmeli üretim yöntemi ile üretilen polimerlerin geometrisinin, antagonist malzemenin ve test düzeneği konfigürasyonun aşınma üzerine etkisini test eden çalışmada, PEEK, nanohibrid kompozit ve PMMA materyalleri kullanılmıştır. Örnekler 50 N kuvvet, 5/55 °C termal siklus ile 600.000 çiğneme döngüsüne tabi tutulmuştur. Üretilen PEEK örnekler lateral hareket ile gerçekleştirilen döngüde nanohibrid kompozit ve PMMA numunelerinden anlamlı derecede daha az malzeme kaybı göstermiştir. Düz ve kuron şekilli örnekler arasında antagonist aşınmasında herhangi bir fark bulunmamıştır. PEEK'in en düşük aşınma değerlerini göstermiş olduğu tüm gruplarda örneklerin geometrisinin etkisi olduğu belirtilmiştir, kuron örnekleri düz olanlardan daha düşük aşınma değerleri sergilemiştir [206]. Çalışmamızda benzer şekilde 0.7 mm lateral hareket uygulanarak gerçekleştirilen aşınma testinde PEEK diğer materyallere kıyasla anlamlı derecede daha düşük aşınma göstermiştir. Düz örneklerde daha yüksek malzeme aşınmasının nedeni, kuron şekilli örneklerle göre daha yüksek gerinim dağılımı olabilir. Test edilen polimerlerin düşük elastisite modülüne sahip olması malzemelerin daha kolay deforme olması ve düzensiz bir şekilde yer değiştirme eğiliminden kaynaklanabilir.

Splint materyallerinin üretim süreleri, genel uyumu ve aşınma miktarlarının değerlendirildiği çalışmada, geleneksel yöntemle otopolimerize ProBase ve eksiltmeli

yöntemle inCoris PMMA bloktan üretim gerçekleştirilmiştir. Materyallerin aşınma değerleri göz önünde bulundurulduğunda 1.200.000 döngüden sonra farklı üretim yöntemleri ile üretilen iki materyal arasında anlamlı bir fark görülmemiştir [68]. Çalışmamızda kullanılan geleneksel yöntemle üretilen ısı ile polimerize rezinlerin polimerizasyon derecesi ile otopolimerize olan akrilik rezinlerin polimerizasyon derecesi eşit değildir. Bu nedenle reaksiyona girmeyen monomerler plastikleştirici etkisi göstererek akrilik rezinin mukavemetini düşürücü etki gösterdiği düşünülmektedir. Artan çapraz bağ yoğunluğu nedeniyle ısı ile polimerize olan akrilik rezinler daha az aşınma göstermektedir.

Geleneksel üretim, eksiltmeli üretim ve eklemeli üretim yöntemiyle üretilen PMMA esaslı ve poliamid esaslı (ThermoSens) 4 farklı oklüzal splint materyallerinin 3 farklı kompozit ve çelik antagoniste karşı ACTA aşınma cihazında 15N kuvvetle 200.000 döngüde iki gövdeli bir aşınma testi gerçekleştirilmiş ve profilometre ile vertikal yükseklik kaybı hesaplanmıştır. Geleneksel yöntemle üretilen PMMA en yüksek aşınmaya ve eklemeli yöntemle üretilen PMMA en düşük aşınmaya göstermiştir. Eklemeli üretim PMMA ve poliamid reçine bazlı splintlerin geleneksel ve eksiltmeli üretim PMMA ile karşılaştırıldığında daha az aşınma gösterdiği sonucuna varılmıştır. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) görüntüleri tüm splint materyallerinde düzensizlik olmaksızın benzer, pürüzsüz bir yüzey görünümü sergilemiştir [154]. SEM görüntüleri tüm splint materyallerinin aynı şekilde aşındığını göstermektedir. Pürüzsüz yüzey aynı zamanda splint malzemelerinde dolgu malzemesi bulunmadığının da göstergesi olabilir. Yüzey görünümünün, esas olarak PMMA'nın üretim yöntemine bağlı olan aşınma miktarıyla ilişkisi olmadığı aşınmadaki farkın büyük olasılıkla imalat süreçlerindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Eklemeli üretim yönteminde aşınma miktarının eksiltmeli üretim yöntemindeki aşınma miktarından düşük değer göstermesi çalışmamıza benzer görülmektedir. Çalışmamızdan farklı olarak geleneksel yöntemle üretilen materyalin en yüksek aşınmayı göstermesi polimerizasyon reaksiyonunun farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Uygulanan basınç ve ısı polimerizasyon dönüşüm derecesinde artış göstererek materyal içinde gözenek oluşumunu azaltarak aşınma direncinin artmasına katkı sağlamaktadır. Oklüzal splintlerin geleneksel yöntemler ile üretilmesinde polimerin içeriği ve polimerizasyon tekniğinin farklılığı aşınma direnci üzerinde etki göstermektedir. Heintze ve ark.'ları [184] 10 restoratif materyalin 5 farklı aşınma test

cihazının ve parametrelerinin farklılığına bağlı aşınma dirençlerinin karşılaştırdığı çalışmada, restoratif materyalin aynı parametrelerde farklı test cihazlarında aşınma sonuçlarının belirgin şekilde değişmesinden dolayı, farklı aşınma simülatörü ayarları farklı aşınma mekanizmalarını ölçtüğünden in vitro aşınma değerlerinin karşılaştırılmasında bunun dikkate alınması gerektiği bildirilmiştir.

Eksiltmeli yöntemle üretilen ProArt CAD Splint, Therapon Transpa, Temp Premium Flexible Transpa, Cast ve Aqua, geleneksel yöntemle üretilen ısı ile polimerize Paladon 65 ve otopolimerize Palapress akrilik rezinin mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı çalışmada, eğilme mukavemeti, elastisite modülü, Vickers sertliği ve su emilimi değerlendirilmiştir. Materyaller arasında eğilme mukavemeti, elastisite modülü, sertlik ve su emilimi açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu gösterilmiştir. Değerlendirilen eksiltmeli üretim splint materyallerinin mekanik özellikleri genel olarak geleneksel ısıyla polimerize edilmiş rezinden üstün olmadığı bildirilmiştir [69]. Çalışmamızda kullanılan eksiltmeli üretim yöntemiyle üretilen materyal, geleneksel yöntemle üretilen akrilik rezinden daha yüksek aşınma değeri göstermiştir. Eksiltmeli yöntemle üretim için piyasada bulunan markaların mekanik özelliklerinde farklılıklar mevcuttur. Yüzey sertliği malzemenin yoğunluğunu, aşınma ve çizilmeye karşı direncini tanımlar. Değişiklik gösteren sonuçlar mekanik özelliklerin farklılığı ile açıklanabilir. Sertlik ile aşınma direnci arasında korelasyon materyallerin mekanik özelliklerin farklı değerlerde aşınma göstermesi ile ilgili olduğunu düşünmekteyiz.

Geleneksel üretim yöntemiyle otopolimerize ve ısı ile polimerize, eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemleriyle üretilen oklüzal splint materyallerinin yüzey sertliği ve aşınmasının değerlendirildiği çalışmada aynı zamanda sert ve esnek şekilde 3B baskı yöntemiyle üretilmiş oklüzal splint materyalleri de karşılaştırılmıştır. En düşük dikey aşınma derinliği, geleneksel yöntemle üretilen ısı ile polimerize, otopolimerize akrilik rezin ve eksiltmeli yöntemle üretilen PMMA materyallerinde istatistiksel bir fark olmadan gözlemlenmiştir. Eklemeli yöntemle üretilen esnek materyal ve eksiltmeli yöntemle üretilen polikarbonat bazlı splint malzemeleri, PMMA bazlı malzemelere göre daha düşük yüzey sertliği ve daha yüksek aşınma sergilemiştir. İncelenen malzemeler için dikey aşınma derinliği ile yüzey sertliği arasında nispeten orta düzeyde bir korelasyon tespit edilmiştir [13]. Çalışma, malzemeler arasında incelenen özelliklerdeki farklılıkların yalnızca farklı üretim teknolojileriyle değil aynı zamanda

kimyasal bileşimleriyle de ilgili olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda benzer şekilde aynı üretim yöntemine sahip PEEK ve PMMA bloklarda aşınma değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmüştür.

Geleneksel yöntemle ısı ile polimerize olan Probase ve eksiltmeli yöntemle üretilen akrilik rezin için Ivobase® CAD kullanılan çalışmada üretim yönteminin materyallerin mekanik özelliklerini değerlendiren çalışmada, ortalama eğilme mukavemeti değerleri sırasıyla 97.31 ± 4.96 (MPa) ve 87.98 ± 7.37 (MPa) olarak bildirilmiştir. Eksiltmeli üretim yöntemiyle üretilen rezinin, geleneksel yöntemle üretilen rezine göre önemli ölçüde daha düşük eğilme mukavemetine sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Geleneksel üretim yöntemleri ile üretilen materyal Vickers sertlik değerinde daha yüksek değer göstermiştir fakat istatistiksel açıdan anlamlı derecede farklılık görülmemiştir [207]. Eksiltmeli üretim PMMA protez kaide reçineleri, özellikle yüksek basınç ve sıcaklıkta polimerize edilir. Bu işlem, artık monomerleri ve iç boşluğu azaltır ve PMMA polimerinin ortalama molekül sayısını arttırır, bu da gelişmiş mekanik özelliklere yol açar. Ayrıca, PMMA zincirinin bileşenlerinin ve formlarının CAD/CAM PMMA reçinelerinin eğilme mukavemeti ile ilgili olması beklenmektedir. Eksiltmeli üretim PMMA rezin bloklarının bileşenlerindeki farklılık, eğilme mukavemeti farkına yol açacaktır. Çalışmada üretim tekniklerinde eğilme mukavemetlerindeki farklılık, çalışmamızda benzer şekilde aşınma değerlerinde farklılıkla benzer görülmektedir. Protez kaide polimeri için ISO 20795-1:2013 standardına uygun Amerikan Test ve Malzeme Derneği D790 tarafından önerilen minimum eğilme mukavemeti olan 65 olarak belirtilmiştir [208]. Çalışmamızda PMMA içeriğine sahip geleneksel ve eksiltmeli üretim yöntemleri aşınma değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Kullanılan PMMA bloğun eğilme mukavemeti değeri diğer materyallere göre düşük olduğundan en yüksek aşınmayı, PEEK bloğun eğilme mukavemeti diğer materyallere göre en yüksek olduğundan en düşük aşınmayı göstermesi orantılı olduğunu göstermektedir. Eğilme mukavemeti, Pro Base ısıyla polimerize olan akrilik rezin için ≥ 65 MPa, Bio Med Clear 3B baskılı reçinenin 84 MPa, CopraPeek light için 186,6 MPa ve DD Biosplint için 64 Mpa olarak üreticiler tarafından belirtilmiştir.

20.000 ve 120.000 döngüde geleneksel, eksiltmeli ve eklemeli yöntemle üretilen splint materyallerinin iki gövdeli aşınma ve kırılma dirençleri değerlendirilmiştir. 50N kuvvet ile 37°C’de iki farklı döngü sayısında çiğneme

simülatöründe aşınma gerçekleştirilmiştir. En yüksek aşınma değeri eklemeli yöntemle üretilen materyalde olduğu belirtilmiştir [162]. Çalışmamızdan farklı olarak eklemeli üretim yönteminde aşınma miktarının farklı olmasını SLA ve DLP üretim teknolojilerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Reçinenin SLA yazıcıda nokta nokta sertleştirilmesi nedeniyle DLP ile üretimden daha hassas olması olabilir. Ek olarak, DLP 3B yazıcılar yazdırmak için SLA yazıcılara göre daha az zamana ihtiyaç duyar, bu da kütleme için harcanan süreyi azaltarak mekanik özellikleri etkilemektedir. Çalışmada üretilen örneklerin metal koping sistemi üzerine simante edilmesiyle aşınma sonuçlarında daha yüksek değerler elde etmelerine neden olduğunu düşünmekteyiz.

Eklemeli, eksiltmeli ve geleneksel yöntemle otopolimerize akrilik rezinin aşınma dirençlerinin değerlendirildiği çalışmada iki farklı antagonist ile termal ve mekanik yaşlandırma (5–55°C, 30.000 çiğneme döngüsü, 49 N) uygulanmıştır. Eklemeli yöntemle üretilen örnekler, DLP 3B baskı teknolojisi 100 µm katman kalınlığında basılmıştır. Eklemeli yöntemle üretilen örneklerin aşınma miktarı, eksiltmeli ve geleneksel yöntemle otopolimerize rezinin aşınma miktarına benzer olduğu bildirilmiştir. SEM görüntülerinde hacim ve maksimum derinlik kaybı değerleri birbirine benzer desenler göstermiştir. Materyallerin temel bileşeni aynıdır ancak antagonist farklılığına göre malzemeler arasında aşınma desenlerinde farklılıklar bulunmuştur. Eklemeli üretim örneklerinde metal aşındırıcı uygulandığında çatlaklar ve ince kusurlar gözlemlenmektedir. Katmanlar arası bağların ayrıldığı ve reçine kalıntılarının hala alt katmana bağlı kaldığı görülmüştür [209]. Bu çalışma PMMA bazlı reçine malzemelerinin özelliklerinin üretim yöntemlerine ve aşındırıcı farklılığına göre değişebileceğini göstermektedir. Eklemeli üretim yöntemi katman katman baskı yapılarak katmanlar arasındaki birleşmeden meydana gelir. Mekanik açıdan bakıldığında, 3B baskılı malzemelerde katmanlar arası bağlanma genellikle katman içi bağlanmadan daha zayıftır.

Eksiltmeli üretim yöntemiyle üretilen (Thermeo, Astron, CLEARsplint) ve eklemeli üretim yöntemiyle üretilen (GR-22 Flex, KeySplint Soft) mandibular 1. diş formunda splint örnekleri 120,000 döngü, 37 °C ve 50 N kuvvetle termal döngü uygulanmadan aşınması değerlendirilmiştir. Eklemeli üretim yönteminde örnekler 90° açıyla üretilmiş, izopropil alkolle temizlenip 60°'de 30 dakika kurutulmuştur. Mikroskopik değerlendirme ile örneklerin aşınma alanları başarısızlık tipine göre

abrazyon, kırık ve perforasyon olarak kategorize edilmiştir. Aşınma sonrası yapılan mikroskopik incelemede eklemeli üretim yönteminde katmanlı yapı izlenirken, eksiltmeli üretim yönteminde görsel olarak daha düzenli ve homojen bir yapı izlenmiştir. İncelemedeki bu farklılığa rağmen aşınma sonuçlarına etkisi önemsiz bulunmuştur. Tabakalı üretim yöntemindeki splint materyalleri daha sık kırık gösterirken, eksiltmeli üretimle üretilen materyaller daha çok perforasyon göstermiştir [161]. Çalışmamızda eklemeli üretim yöntemiyle üretilen materyaller, eksiltmeli üretim yöntemine göre daha az aşınma değeri göstermiştir. Eklemeli üretim yöntemi için üretim ve üretim sonrası uygulanan kürtleme işlemleri farklı markalar için değişik oranlar göstermektedir. Çalışmamızda kullandığımız örnekler disk şekilli olarak tasarlanıp üretilmiştir, kalınlık değerleri çalışmada kullanılan diş formundan daha yüksek ve kuvvetin dik olarak geleceği şekildedir. Çalışmada kullanılan 3B baskı yöntemi için baskı açısı 0 derece olarak kullanırken, çalışmamızda 45 derece uygulanmıştır, üretim yöntemleri arasındaki aşınma miktarı farklılığının eklemeli üretimde katmanlar arası bağlanmanın farklı açılarda gerçekleşmesi olduğunu düşünmekteyiz.

Eksiltmeli, eklemeli ve geleneksel üretim yöntemleriyle elde edilen oklüzal splint materyallerinin çiğneme simülatöründe 70 N kuvvet, 125.000 döngü sayısı ve eş zamanlı olarak 37 °C termal döngüde aşınması değerlendirilmiştir. Test öncesi ve sonrası akrilik örnekler 3B model tarayıcısı ile taranıp, kaybolan madde miktarı tersine mühendislik programında veriler elde edilmiştir. Üretim yöntemlerine ait materyal aşınması en düşükten en yükseğe sırayla eksiltmeli (0,249 mm³), geleneksel (0,307 mm³) ve eklemeli üretim (0,398 mm³) olarak belirtilmiştir. Gruplar arası hacim kaybı ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır [176]. 6 aylık klinik kullanım süresine denk gelen döngü sayısında benzer üretim yöntemlerinde çalışmamızdan farklı değerler bulunması çiğneme simülatöründe uygulanan 50N kuvvet farklılığından olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızda termal döngü ile yaşlandırma uygulanması 5-55°C arasındaki sıcaklık değişiminin, polimer gruplarının termal genişlemesine ve büzülmesine neden olarak malzemede hidrotermal yaşlanma ve yorgunluk oluşturabilmesi sebebiyle üretim yöntemlerinde anlamlı farklılık bulunmasına neden olduğunu düşünmekteyiz.

Geleneksel üretim yöntemi, eksiltmeli üretim yöntemi ve eklemeli üretim yöntemi ile üretilen oklüzal splint materyalleri 5-55°C 3.860 termal döngü ile 20N ve

50N ile 200.000 döngüde materyallerin aşınma direnci, mekanik özellikleri ve antagonistin aşınması değerlendirilmiştir. Antagonistin aşınmasının materyalden etkilenmediği bildirilmiştir. Döngüsel yüklemelerden sonra materyaller arasında aşınma direnci açısından farklılık bulunmamıştır [164]. Çalışmamıza benzer şekilde eklemeli ve geleneksel üretim yöntemleri aşınma değerlerinde istatistiksel açıdan anlamlı farklılıklar görülmemiştir. Aşınma miktarlarındaki farkın 200.000 döngü sayısından ve çiğneme simülatöründeki kuvvetin dairesel hareketle etki etmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Geleneksel üretim yöntemi ile PMMA, eksiltmeli yöntemle polikarbonat ve eklemeli üretim yöntemiyle ışıkla sertleşen reçineden üretilen oklüzal splint materyalleri 5N kuvvet ile 5.000 döngüde yapay tükürük eşliğinde aşınma derinlikleri değerlendirilmiştir. En az aşınma oranı eksiltmeli yöntemde görülürken, en yüksek aşınma değeri geleneksel yöntemde görülmüş istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık olduğu bildirilmiştir [166]. Çalışmamızdan farklı olarak termal yaşlandırmanın uygulanmamasının materyallerin mekanik özelliklerinde değişikliği sebep olmaması ve uygulanan kuvvet ve döngü sayısının düşük olmasının çalışma sonuçlarında farklılığa neden olduğunu düşünmekteyiz. Heintze ve ark.'larının [110] yaptığı çalışmada 120.000 döngünün ilk 10.000 döngüsünde aşınmanın %40-45 oranında gerçekleştiği, 10.000 döngüden sonra dikey artışın yatay şekilde devam ettiğini bildirmişlerdir.

Dört oklüzal splint materyali (Sr Ivocap ısı ile otopolimerize, Valplast, SR Ivocap Elastomer ve Eclipse), üç antagonistle, döngü ve ıslak-kuru ortamdaki değişimin aşınma davranışı üzerine etkisi incelenmiştir. Örneklerle 50 N kuvvet ile 30.000 döngüde aşınma gerçekleştirilmiştir ve her yüzey 10.000 döngüden sonra 3B lazer tarayıcı ve yüzey analiz programı ile analiz edilmiştir. Materyal ve antagonist farklılığının aşınma miktarı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir. Islak ve kuru koşullarda aşınma miktarı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamıştır. Döngü farkının aşınma miktarları üzerine istatistiksel olarak anlamlı etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. En yüksek değer 30 binde elde edilirken en düşük değer 10 binde elde edilmiştir [165]. Çalışmamıza benzer şekilde döngü miktarı arttıkça ortalama aşınma miktarı artmıştır. Çalışmamızda 6 aylık klinik süreye denk gelen 120.000 çiğneme döngüsü en yüksek değerleri, 1 aylık klinik süreye denk gelen

20.000 ıgneme döngüsü en düşük değerleri gösterdiği ve bu sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir.

Değerlendirilen oklüzal splint materyalleri Dentalon Plus, Orthoplast, Biocryl C ve Eclipse ıgneme simülatöründe 50 N'luk dikey bir yük, 1 mm'lik yatay hareket uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Örneklere ıslak koşullar için 30°C su ile sürekli durulama kullanılarak ve yarısına kuru ortamda mekanik yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Döngü sayısı 10.000, 20.000 ve 30.000 olarak değerlendirmeye alınmıştır. Test edilen tüm malzeme grupları için 10.000, 20.000 ve 30.000 devir arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Islak koşullar altında test edilen malzemelerin çoğu, kuru koşullar altında test edilen aynı malzemelere göre daha yüksek bir ortalama hacim kaybı göstermiştir fakat istatistiksel olarak farklılık gözlenmemiştir [155]. Islak ve kuru ortamlardaki döngü sayılarındaki artış çalışmamıza benzer şekilde aşınma miktarında anlamlı derecede farklılıklar göstermektedir. Islak koşullar sırasında, aşındırılmış parçacıkları numuneden uzaklaştırmak,  gövdeli aşınma süreçlerini önlemek ve ayrıca ağız boşluğunun ıslak ortamını simüle etmek amacıyla sürekli durulama için çalışmamızda benzer şekilde distile su kullanıldı.

Eksiltmeli, eklemeli ve geleneksel üretim yöntemleri ile üretilen oklüzal splint materyallerinin eğilme mukavemeti, martens sertliği, vickers sertliği, su emilimi ve suda çözünürlülüğü 37°C'de 50 saat bekletilerek ve aynı şekilde bekletilip ardından 5-55°C'de 20.000 termal döngü sonrası değerlendirilmiştir. Eğilme mukavemeti materyalden ve termal yaşlandırmadan anlamlı derecede etkilenmiştir. Tüm materyaller termal yaşlandırma sonrası eğilme mukavemetinde daha düşük değerler göstermiştir. lme dahil edilmeyen gruplar dışında tüm materyallerin termal yaşlandırma sonrası sertlik değerleri anlamlı derecede azalmıştır. Su emilimi suda bekletmekten ve suda bekletme sonrası termal yaşlandırmadan sonra anlamlı derecede artış göstermiştir [12]. Çalışmamızda termal yaşlandırma ve mekanik yaşlandırma döngüleri sonucu aşınma değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede artış göstermiştir. Termal yaşlandırma ile sertlik değerlerinin azalması materyallerin aşınma değerlerini arttırmaktadır. Termal yaşlandırma sonrası azalan eğilme mukavemeti, muhtemelen yüksek su alımı ile ilişkilidir. Su emiliminin olması, polimer ağının kimyasal bağlarını bozmuş ve sonuç olarak eğilme mukavemetini azaltmış olabilir.

Suda bekletme ve termal yaşlandırmanın geleneksel üretim yöntemiyle üretilen ısı ile polimerize akrilik rezinlerin (ProImpact, Lucitone199 ve Acron) mekanik

özellikleri üzerindeki etkisini değerlendiren çalışmada, örneklerin eğilme mukavemeti, elastik modülü ve darbe dayanımı değerlendirilmiştir. Testten önce, bir grup 50 saat boyunca 37 ° C damıtılmış suda, başka bir grup 180 gün boyunca 37 ° C damıtılmış suda bekletilmiş ve üçüncü grup 5-55 °C ile 50.000 döngü ile termal yaşlandırma uygulanmıştır. Tüm akrilik rezinlerin suda bekletme veya termal yaşlandırmadan sonra önemli ölçüde elastisite modülü artmış ve darbe dayanımı azalmıştır. ProImpact ve Lucitone199'un eğilme mukavemeti uzun süreli suda bekletme veya termal şok sonrasında değişmemiş, Acron'un ise termal yaşlandırma sonrasında önemli ölçüde azalmıştır [210]. Bunun nedeni büyük olasılıkla su emme ve termal yaşlandırmanın neden olduğu statik yorgunluktan kaynaklanmaktadır. Uygulanan suda bekletme süreleri veya termal yaşlandırma akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini etkilediği görülmektedir. Akrilik rezinlerin su ile etkileşiminde, reaksiyona girmemiş monomerler, plastikleştiriciler ve başlatıcılar gibi çözünür bileşenler materyalden uzaklaşırken, meydana gelen mikro boşluklara difüzyon yoluyla su molekülleri girmektedir. Hem çözünür bileşenlerin dışa doğru sızması hem de suyun içe doğru difüzyonu zamana bağlı süreçlerdir. Bu nedenle, protez kaide reçinesi içindeki bu moleküllerin miktarı, dengeye ulaşılan kadar zamanla değişir. Çalışmamızda kullandığımız geleneksel yöntemle ısı ile polimerize olan akrilik rezinin artan termal yaşlandırma döngülerinde, mekanik yaşlandırmayla birlikte belirlenen aşınma miktarındaki artışın materyale uygulanan termal yaşlandırma olduğunu düşünmekteyiz. Farklı kalınlık değerlerinin 1 aylık klinik süreye denk gelen döngülerde aşınma değerlerinde anlamlı fark görülmediği, 3 ve 6 aylık süreye denk gelen döngülerde kalınlık grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu görülmüştür. Bu akrilik rezinlerin, moleküllerinin doğal yapısından ve polarite özelliklerinden dolayı suyu veya solventleri uzun süreler boyunca kademeli olarak absorbe etme eğiliminde olduğundan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Termal yaşlandırmanın protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, sertliği ve eğilme mukavemeti üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği çalışmada, ısı ve mikrodalga ile polimerize PMMA ve poliamid materyalleri kullanılmıştır. İlk grup kontrol görevi görmüş ve termal yaşlandırma uygulanmamıştır, ikinci grup, yapay tükürükte 10.000 döngü ve damıtılmış suda 5.000 döngü, üçüncü grup yapay tükürükte 20.000 döngü ve damıtılmış suda 10.000 döngü boyunca termal yaşlandırma uygulanmıştır. PMMA ve PA grupları arasında termal yaşlandırma öncesi ve sonrası

yüzey pürüzlülüğü, sertlik ve eğilme mukavemeti açısından anlamlı fark olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada, PMMA örnekleri hem 15.000 hem de 30.000 termal döngüde sertlik değerlerini arttırmıştır [211]. Bir reçine malzemesinin sertliği, monomerlerin yapısına ve çapraz bağlanma derecesine bağlıdır. Sertlik değerinin artması, çalışmamızda geleneksel yöntemle üretilen daha kalın splint materyalinin benzer şekilde aşınmaya karşı direncinin artmasıyla doğru orantılı gözükmektedir. Bunun muhtemel nedeni daha fazla kalınlıktaki termal döngüyle ısı ile polimerize olan reaksiyona girmemiş monomerlerin sayısındaki azalmadır. Aynı zamanda ısı değişiklikleri, polimer zincirleri arasındaki mesafenin aşırı gerilmesine neden olur ve bu da suyun malzeme tarafından emilmesine neden olmaktadır. Su molekülleri, polimer yapısında bir plastikleştirici görevi görür ve döngüsel sıcaklık değişimleri, polimer olmayan PMMA'yı çözer. Daha düşük kalınlıktaki materyallerin benzer etkilere daha hızlı maruz kalması, aynı zaman döngülerinde daha fazla aşınmalarına neden olmaktadır. Su emmedeki difüzyon katsayısı, bir polimerin suyu alması veya kaybetmesi için gereken süreyi yönettiği için önemli bir parametredir. Difüzyon katsayısı polimerin ve dikkate alınan bölümün kalınlığının bir fonksiyonudur. Protezin kesit kalınlığı fazla olan kısımlarının suda doygunluğa ulaşması, ince bir kesite göre çok daha uzun sürecek ve boyutsal olarak daha az değişim olacaktır [212]. Çalışmamızda geleneksel yöntemle üretilen ısı ile polimerize olan akrilik rezin materyalinin 3 aylık klinik süreye denk gelen döngüde 2 mm kalınlık grubunda aşınma miktarı diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek bulunurken, 6 aylık klinik süreye denk gelen döngüde 2 mm ve 4 mm kalınlık grupları 6 mm kalınlık grubuna göre daha fazla aşınma göstermesi suya doyma süresiyle alakalı olduğunu düşünmekteyiz.

Bu çalışmanın bazı limitasyonları mevcuttur; tüm örnekler in vitro koşullarda üretilmiş ve değerlendirilmiştir, ağız ortamında dişlerin veya mevcutsa ağız içi restorasyonların oklüzal splintlerin aşınmasına etkisi ya da materyallerin karşıt dişlere veya restorasyonlara etkilerinin incelenmemesidir. Aşınma testi sırasında yapay tükürük yerine distile su kullanılması ve materyallere termal ve mekanik yaşlandırmanın aynı anda uygulanmaması klinik koşulların taklit edilmesindeki eksikliklerdir. Klinik değerlendirme için daha fazla materyalin kullanıldığı in vivo çalışmalar gereklidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Kullanılan splint materyallerinin aşınma değerleri üretim yönteminden bağımsız olarak materyalin kendi özelliklerinden kaynaklanmaktadır.
- PEEK, TMR tedavisinde aşınma direnci bakımından oklüzal splint materyali olarak öncelikli tercih edilebilir.
- Termal ve mekanik yaşlandırma, zamansal artışla bağlantılı olarak splint materyallerinde aşınma değerlerini arttırmıştır.
- Geleneksel üretim yönteminde splint materyalinin kalınlık değeri farklı zaman dilimlerinde aşınma değeri açısından önem taşımaktadır.

7. KAYNAKLAR

- [1] **Gauer R. L., Semidey M. J.** (2015). Diagnosis and Treatment of Temporomandibular Disorders. *American Family Physician*, 91(6), 86-378.
- [2] **Dylina T. J.** (2001). A Common-sense Approach to Splint Therapy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 45-539.
- [3] **Ettlin D. A., Mang H., Colombo V., Palla S., Gallo L.** (2008). Stereometric Assessment of TMJ Space Variation by Occlusal Splints. *Journal of Dental Research*, 87(9), 81-877.
- [4] **Krohn S., Hampe T., Brack F., Wassmann T., Bürgers R.** (2020). Intraoral Sensor-based Monitoring of Stabilization SplintTherapy in Patients With Myofascial Pain. *International Journal of Computerized Dentistry*, 23, 6-11.
- [5] **Hegab A. F., Youssef A. H., Abd Al Hameed H. I., Karam K. S.** (2018). MRI-based Determination of Occlusal Splint Thickness for Temporomandibular Joint Disk Derangement: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Oral Surgery, Oral medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 125(1), 74-87.
- [6] **Abekura H., Yokomura M., Sadamori S., Hamada T.** (2008). The Initial Effects of Occlusal Splint Vertical Thickness on The Nocturnal EMG Activities of Masticatory Muscles in Subjects With A Bruxism Habit. *International Journal of Prosthodontics*. 21(2).
- [7] **Kuzmanovic Pfcir J., Dodic S., Lazic V., Trajkovic G., Milic N., Milicic B.** (2017). Occlusal Stabilization Splint for Patients With Temporomandibular Disorders: Meta-analysis of Short and Long Term Effects. *PLoS One*, 12(2), 0171296.
- [8] **Okeson JP.** (2019) Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. *Elsevier Health Sciences*.
- [9] **Barazanchi A., Li K. C., Al-Amleh B., Lyons K., Waddell J.N.** (2017) Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 26(2), 63-156.
- [10] **Van Noort R.** (2012). The Future of Dental Devices is Digital. *Dental Materials Journal*, 28(1), 3-12.
- [11] **Lutz A. M., Hampe R., Roos M., Lümke mann N., Eichberger M., Stawarczyk B.** (2019). Fracture Resistance and 2-Body Wear of 3-Dimensional-printed Occlusal Devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 72-166.
- [12] **Berli C., Thieringer F. M., Sharma N., Müller J. A., Dedem P., Fischer J.** (2020). Comparing The Mechanical Properties of Pressed, Milled, and 3D-printed Resins for Occlusal Devices. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(6), 6-780.
- [13] **Gibreel M., Perea-Lowery L., Vallittu P. K., Garoushi S., Lassila L.** (2020). Two-body Wear and Surface Hardness of Occlusal Splint Materials. *Dental Materials Journal*, 41(6), 22-916.

- [14] **Lambrechts P., Debels E., Van Landuyt K., Peumans M., Van Meerbeek B.** (2006). How to Simulate Wear? Overview of Existing Methods. *Dental Materials Journal*, 22(8), 693-701.
- [15] **Pedroni C., De Oliveira A., Guaratini M. I.** (2003). Prevalence Study of Signs and Symptoms of Temporomandibular Disorders in University Students. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(3), 9-283.
- [16] **Yaltırık M., Palancıoğlu A., Turgut C. T., Koray M.** (2017). Temporomandibular Bozuklukların Tedavileri. *Yeditepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.
- [17] **Kavuncu V.** (2002). Temporomandibular Eklem Disfonksiyon Sendromu. Romatizmal Hastalıkların Tanı ve Tedavisi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 791-802.
- [18] **List T., Axelsson S.** (2010). Management of TMD: Evidence From Systematic Reviews and Meta-analyses. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(6), 51-430.
- [19] **McNeill C.** (1997). Management of Temporomandibular Disorders: Concepts and Controversies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(5), 22-510.
- [20] **Shedden Mora M. C., Weber D., Neff A., Rief W.** (2013). Biofeedback-Based Cognitive-Behavioral Treatment Compared with Occlusal Splint for Temporomandibular Disorder: A Randomized Controlled Trial. *The Clinical Journal of Pain*, 29(12), 65-1057.
- [21] **Aggarwal V. R., Lovell K., Peters S., Javidi H., Joughin A., Goldthorpe J.** (2011). Psychosocial Interventions for the Management of Chronic Orofacial Pain. *Cochrane Database Systematic Review*, (11), 008456.
- [22] **Medlicott M. S., Harris S. R.** (2006). A Systematic Review of the Effectiveness of Exercise, Manual Therapy, Electrotherapy, Relaxation Training, and Biofeedback in the Management of Temporomandibular Disorder. *Journal of Physical Therapy Science*, 86(7), 73-955.
- [23] **Asquini G., Pitance L., Michelotti A., Falla D.** (2022). Effectiveness of Manual Therapy Applied to Craniomandibular Structures in Temporomandibular Disorders: A Systematic Review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 49(4), 55-442.
- [24] **Armijo-Olivo S., Pitance L., Singh V., Neto F., Thie N., Michelotti A.** (2016). Effectiveness of Manual Therapy and Therapeutic Exercise for Temporomandibular Disorders: Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Physical Therapy Science*, 96(1), 9-25.
- [25] **Calixtre L. B., Moreira R. F., Franchini G. H., Albuquerque-Sendin F., Oliveira A. B.** (2015). Manual Therapy for the Management of Pain and Limited Range of Motion in Subjects with Signs and Symptoms of Temporomandibular Disorder: A Systematic Review of Randomised Controlled Trials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(11), 61-847.
- [26] **Crăciun M. D., Geman O., Leuciuc F. V., Holubiac I., Gheorghită D., Filip F.** (2022). Effectiveness of Physiotherapy in the Treatment of Temporomandibular Joint Dysfunction and the Relationship with Cervical Spine. *Biomedicines*, 10(11).
- [27] **Cascos-Romero J., Vázquez-Delgado E., Vázquez-Rodríguez E., Gay-Escoda C.** (2009). The Use of Tricyclic Antidepressants in the Treatment of Temporomandibular Joint Disorders: Systematic Review of the Literature of the Last 20 Years. *Medicina Oral, Patología Oral, Cirugía Bucal*, 14(1), 3-7.

- [28] **Haas D. A.** (1995). Pharmacologic Considerations in the Management of Temporomandibular Disorders. *Journal of the Canadian Dental Association*, 61(2), 9-105, 4-12.
- [29] **Hersh E. V., Balasubramaniam R., Pinto A.** (2008). Pharmacologic Management of Temporomandibular Disorders. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 20(2), 197-210.
- [30] **Wu M., Cai J., Yu Y., Hu S., Wang Y., Wu M.** (2020). Therapeutic Agents for the Treatment of Temporomandibular Joint Disorders: Progress and Perspective. *Front Pharmacol*, 11, 596099.
- [31] **De Souza R. F., Da Silva C. H. L., Nasser M., Fedorowicz Z., Al-Muharraqi M. A.** (2012). Interventions for Managing Temporomandibular Joint Osteoarthritis. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 4.
- [32] **Özel H. B. U., Aslan Y. U., Sancaklı E.** (2022). Temporomandibular Rahatsızlıkların Tedavisinde Botulinum Toksin Kullanımı. *European Journal of Research in Dentistry*, 6(1), 46-57.
- [33] **De Leeuw R.** (2008). Internal Derangements of the Temporomandibular Joint. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 20(2), 68-159.
- [34] **Monje-Gil F., Nitzan D., González-García R.** (2012). Temporomandibular Joint Arthrocentesis. Review of the Literature. *Medicina Oral, Patología Oral, Cirugía Bucal*, 17(4), 81-575.
- [35] **McCain J. P., Sanders B., Koslin M. G., Quinn J. H., Peters P. B., Indresano A. T.** (1992). Temporomandibular Joint Arthroscopy: A 6-year Multicenter Retrospective Study of 4,831 joints. *Journal Oral Maxillofac Surg*, 50(9), 30-926.
- [36] **Rigon M., Pereira L. M., Bortoluzzi M. C., Loguercio A. D., Ramos A. L., Cardoso J. R.** (2011). Arthroscopy for Temporomandibular Disorders. *Cochrane Database of Systematic.*, 5,006385.
- [37] **Tanaka E., Detamore M. S., Mercuri L. G.** (2008). Degenerative Disorders of the Temporomandibular Joint: Etiology, Diagnosis and Treatment. *The Journal of Dental Research*, 87(4), 296-307.
- [38] **Liu F., Steinkeler A.** (2013). Epidemiology, Diagnosis and Treatment of Temporomandibular Disorders. *Dental Clinics North America.*, 57(3), 79-465.
- [39] **Albagieh H., Alomran I., Binakresh A., Alhatarisha N., Almeteb M., Khalaf Y.** (2023). Occlusal Splints-types and Effectiveness in Temporomandibular Disorder Management. *The Saudi Dental Journal*, 35(1), 9-70.
- [40] **Guo Y. N., Cui S. J., Zhou Y. H., Wang X. D.** (2021). An Overview of Anterior Repositioning Splint Therapy for Disc Displacement-related Temporomandibular Disorders. *Current Medical Science*, 41(3), 34-626.
- [41] **Vrbanović E., Alajbeg I. Z.** (2019). Long-term Effectiveness of Occlusal Splint Therapy Compared to Placebo in Patients with Chronic Temporomandibular Disorders. *Acta Stomatologica Croatica*, 53(3), 195-206.
- [42] **Ekberg E., Nilner M.** (2004). Treatment Outcome of Appliance Therapy in Temporomandibular Disorder Patients with Myofascial Pain After 6 and 12 Months. *Acta Odontologica Scandinavica*, 62(6), 9-343.
- [43] **Akbulut N., Altan A., Akbulut S., Atakan C.** (2018) Evaluation of the 3 mm Thickness Splint Therapy on Temporomandibular Joint Disorders (TMDs). *Pain Research and Management*, 3756587.
- [44] **Lin S. L., Wu S. L., Ko S. Y., Yen C. Y., Yang J. W.** (2017). Effect of Flat-plane Splint Vertical Thickness on Disc Displacement Without Reduction: A

Retrospective Matched-cohort Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 75(8), 36-1627.

- [45] **Pita M. S., Ribeiro A. B., Garcia A. R., Pedrazzi V., Zuim P. R. J.** (2011). Effect of Occlusal Splint Thickness on Electrical Masticatory Muscle Activity During Rest and Clenching. *Brazilian Oral Research*, 25, 11-506.
- [46] **He J., Ran J., Zheng B., Algahefi A., Liu Y.** (2022). Finite Element Analysis of Various Thickness Occlusal Stabilization Splint Therapy on Unilateral Temporomandibular Joint Anterior Disc dDsplacement Without Reduction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 161(3), 86-277.
- [47] **Steele J., Wassell R., Walls A.** (1992). A Comparative Study of The Fit and Retention of Interocclusal Splints Constructed from Heat-cured and Autopolymerized Polymethylmethacrylate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 30-328.
- [48] **Dorozhkin S. V.** (2011). Biocomposites and Hybrid Biomaterials Based on Calcium Orthophosphates. *Biomatter*, 1(1), 3-56.
- [49] **Thompson S.** (2000). An Overview of Nickel–titanium Alloys Used in Dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297-310.
- [50] **Frazer R. Q., Byron R. T., Osborne P. B., West K. P.** (2005). PMMA: An Essential Material in Medicine and Dentistry. *Journal of Long-term Effects of Medical Implants*, 15(6).
- [51] **Anusavice K. J., Shen C., Rawls H. R.** (2012). Phillips' Science of Dental Materials. *Elsevier Health Sciences*.
- [52] **Alla R., Raghavendra K., Vyas R., Konakanchi A.** (2015). Conventional and Contemporary Polymers for the Fabrication of Denture Prosthesis: Part I–Overview, Composition and Properties. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 1(4), 9-82.
- [53] **Raszewski Z., Nowakowska-Toporowska A., Nowakowska D., Wiğckiewicz W.** (2021). Update on Acrylic Resins Used in Dentistry. *Mini Reviews in Medicinal Chemistry*, 21(15), 7-2130.
- [54] **McCabe J. F., Walls A. W.** (2013). *Applied Dental Materials*: John Wiley & Sons.
- [55] **Ruyter I. E., Svendsen S. A.** (1980). Flexural Properties of Denture Base Polymers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 43(1), 95-104.
- [56] **Kwon T. Y., Bagheri R., Kim Y. K., Kim K. H., Burrow M. F.** (2012). Cure Mechanisms in Materials for Use in Esthetic Dentistry. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 3(1), 3-16.
- [57] **Hassan M., Asghar M., Din S. U., Zafar M. S.** (2019). Thermoset Polymethacrylate-based Materials for Dental Applications. *Materials for Biomedical Engineering* p. 273-308.
- [58] **Memon M. S., Yunus N., Razak A. A. A., Memon M., Yunus N., Razak A.** (2001). Some Mechanical Properties of a Highly Cross-linked, Microwave-polymerized, Injection-molded Denture Base Polymer. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3).
- [59] **Kimura H., Teraoka F., Ohnishi H., Saito T., Yato M.** (1983). Applications of Microwave for Dental Technique (Part 1). Dough-forming and Curing of Acrylic Resins. *The Journal of Osaka University Dental School*, 23, 9-43.
- [60] **Kimura H., Teraoka F., Saito T.** (1984). Application of Microwave for Dental Technique (Part 2). Adaptability of Cured Acrylic Resins. *The Journal of Osaka University Dental School*, 24, 9-21.

- [61] **Levin B., Sanders J. L., Reitz P. V.** (1989). The Use of Microwave Energy for Processing Acrylic Resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(3), 3-381.
- [62] **Karcı M., Demir N., Yazman Ş.** (2020). Farklı Nanopartiküllerle Güçlendirilen Mikrodalga Enerjisi ile Polimerizer Olan Akrilik Rezinin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(1), 6-101.
- [63] **Craig R.G.** (1980). Restorative Dental Materials.
- [64] **Khan Z., Von Fraunhofer J., Razavi R.** (1987). The Staining Characteristics, Transverse Strength and Microhardness of a Visible Light-cured Denture Base Material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(3), 6-384.
- [65] **Kostić M., Igić M., Gligorićević N., Nikolić V., Stošić N., Nikolić L.** (2022). The Use of Acrylate Polymers in Dentistry. *Polymers*, 14(21), 4511.
- [66] **Penn E., Renner R.** (1993). A Comprehensive Review of VLC Resin in Removable Prosthodontics. *Quintessence Dent Technol.*, 16, 18-107.
- [67] **Ogle R., Sorensen S., Lewis E.** (1986). A New Visible Light-cured Resin System Applied to Removable Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(4), 497-506.
- [68] **Patzelt S. B. M., Krügel M., Wesemann C., Pieralli S., Nold J., Spies B. C.** (2022). In Vitro Time Efficiency, Fit and Wear of Conventionally Versus Digitally Fabricated Occlusal Splints. *Materials*, 15(3), 1085.
- [69] **Gibreel M., Perea-Lowery L., Vallittu P. K., Lassila L.** (2021). Characterization of Occlusal Splint Materials: CAD-CAM Versus Conventional Resins. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 124, 104813.
- [70] **Zafar M. S.** (2020). Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA). *Polymers*, 12(10), 2299.
- [71] **Arora P., Singh S., Arora V.** (2015). Effect of Alumina Addition on Properties of Polymethylmethacrylate—A Comprehensive review. *Int J Biotech Trends Technol.*, 9(1), 1-7.
- [72] **Nagakura M., Tanimoto Y., Nishiyama N.** (2017). Effect of Fiber Content on Flexural Properties of Glass Fiber-reinforced Polyamide-6 Prepared by Injection Molding. *Dental Materials Journal*, 36(4), 21-415.
- [73] **Seferli Z., Sarıdağ S.** (2020). PEEK Polimerinin Dişhekimliğinde Kullanımı. *Selcuk Dental Journal*, 7(2), 63-354.
- [74] **Delrieu J., Joniot S., Vergé T., Destruhaut F., Nasr K., Canceill T.** (2022). The Use of PEEK as An Occlusal Splint in A Patient with Histaminosis: A Case Report. *Special Care in Dentistry*, 42(6), 50-646.
- [75] **Cianci C., Pappalettera G., Renna G., Casavola C., Laurenziello M., Battista G.** (2020). Mechanical Behavior of PET-G Tooth Aligners Under Cyclic Loading. *Frontiers in Materials*, 7, 104.
- [76] **Sousa A. M., Pinho A. C., Messias A., Piedade A. P.** (2020). Present Status in Polymeric Mouthguards. A Future Area for Additive Manufacturing? *Polymers*, 12(7), 1490.
- [77] **Klasser G. D., Greene C. S.** (2009). Oral Appliances in the Management of Temporomandibular Disorders. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 107(2), 23-212.
- [78] **Edelhoff D., Schweiger J., Prandtner O., Trimpl J., Stimmelmayer M., GÜth J. F.** (2017). CAD/CAM Splints for the Functional and Esthetic Evaluation of Newly Defined Occlusal Dimensions. *Quintessence International*, 48(3).

- [79] **Van Noort R., Barbour M.** (2014). Introduction to Dental Materials. *Elsevier Health Sciences*.
- [80] **Keskin Y., Didinen T.** (2014). Mikrodalga Dezenfeksiyonunun İki Farklı Akrilik Kaide Rezinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi. *European Annals of Dental Sciences*, 41(3), 66-159.
- [81] **Strub J. R., Rekow E. D., Witkowski S.** (2006). Computer Aided Design and Fabrication of Dental Restorations: Current Systems and Future Possibilities. *Journal of The American Dental Association*, 137(9), 96-1289.
- [82] **Kot-Thompson D.** (2022). 5-axis Milling for Micro-machining of Implantable Flow Sensor.
- [83] **Turkyilmaz I., Wilkins G. N.** (2021). Milling Machines in Dentistry: A Swiftly Evolving Technology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 32(7), 60-2259.
- [84] **ASTM I.** (2015). ASTM52900-15 Standard Terminology for Additive Manufacturing General Principles Terminology. *ASTM International, West Conshohocken, PA.*, 3(4), 5.
- [85] **Khosravani M. R., Reinicke T.** (2020). On the Use of X-ray Computed Tomography in Assessment of 3D-printed Components. *Journal of Nondestructive Evaluation*, 39, 1-17.
- [86] **Çelik İ., Karakoç F., Çakır M. C., Duysak A.** (2013). Hızlı Prototipleme Teknolojileri ve Uygulama Alanları. *Journal of Science and Technology of Dumlupınar University*, 031, 53-70.
- [87] **Jasveer S., Jianbin X.** (2018). Comparison of Different Types of 3D Printing Technologies. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 8(4), 1-9.
- [88] **Demir K., Demir E. B. K., Cansu Ç., Tuğtekin U., İslamoğlu H., Abdullah K.** (2016). Üç Boyutlu Yazdırma Teknolojilerinin Eğitim Alanında Kullanımı: Türkiye’deki Uygulamalar. *Ege Eğitim Dergisi*, 17(2), 481-503.
- [89] **Lipson H., Kurman M.** (2013). Fabricated: The New World of 3D Printing.
- [90] **Methani M. M., Cesar P. F., De Paula Miranda R. B., Morimoto S., Özcan M., Revilla-León M.** (2020). Additive Manufacturing in Dentistry: Current Technologies, Clinical Applications and Limitations. *Current Oral Health Reports*, 7, 34-327.
- [91] **King D., Tansey T.** (2002). Alternative Materials for Rapid Tooling. *Journal of Materials Processing Technology*, 121(2-3), 7-313.
- [92] **Partee B., Hollister S. J., Das S.** (2006). Selective Laser Sintering Process Optimization for Layered Manufacturing of CAPA® 6501 Polycaprolactone Bone Tissue Engineering Scaffolds. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 531-540.
- [93] **Geschke R.** (2004). Ceramic Gap-Fills for Ceramic Restoration. *The Conservator*, 28(1), 74-83.
- [94] **Hutchings I., Shipway P.** (2017). Tribology: Friction and Wear of Engineering Materials: Butterworth-Heinemann.
- [95] **Suh N. P.** (1986). Tribophysics. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey 07632, USA.
- [96] **Mair L.** (1992). Wear in Dentistry Current Terminology. *Journal of Dentistry*, 20(3), 4-140.
- [97] **Imfeld T.** (1996). Dental Erosion. Definition, Classification and Links. *European journal of Oral Sciences*, 104(2), 5-151.

- [98] **Bishop K., Kelleher M., Briggs P., Joshi R.** (1997). Wear Now? An Update on the Etiology of Tooth Wear. *Quintessence international*, 28(5).
- [99] **Silva A. G., Martins C. C., Zina L. G., Moreira A. N., Paiva S. M., Pordeus I. A.** (2013). The Association Between Occlusal Factors And Noncarious Cervical Lesions: A Systematic Review. *Journal of Dentistry*, 41(1), 9-16.
- [100] **Hattab F. N., Yassin O. M.** (2000). Etiology and Diagnosis of Tooth Wear: A Literature Review and Presentation of Selected Cases. *International Journal of Prosthodontics*, 13(2).
- [101] **Lee H. E., Lin C. L., Wang C. H., Cheng C., Chang C. H.** (2002). Stresses at the Cervical Lesion of Maxillary Premolar—A Finite Element Investigation. *Journal of dentistry*, 30(7-8), 90-283.
- [102] **Leinfelder K.** (1994). Restoration of Abfracted Lesions. *Compendium*. 15(11), 1396, 8-400.
- [103] **LC L.** (1994). Non-carious Cervical Lesions. *Journal of Dentistry*, 22:195-207.
- [104] **Atila E., Eden E.** (2011). Dental Erozyon: Etiyoloji, Tanı ve Tedavi Yaklaşımı.
- [105] **Shaw L., Smith A.** (1999). Dental Erosion the Problem and Some Practical Solutions. *British Dental Journal*, 186(3), 8-115.
- [106] **Gandara B. K., Truelove E. L.** (1999). Diagnosis and Management of Dental Erosion. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 1(1), 16-23.
- [107] **Hannig C., Hamkens A., Becker K., Attin R., Attin T.** (2005). Erosive Effects of Different Acids on Bovine Enamel: Release of Calcium and Phosphate In Vitro. *Archives of Oral Biology*, 50(6), 52-541.
- [108] **Wang X., Lussi A.** (2010). Assessment and Management of Dental Erosion. *Dental Clinics*, 54(3), 78-565.
- [109] **Bayer R.** (1994). Mechanical Wear Prediction and Prevention. Marcel Dekker. 34-123.
- [110] **Heintze S. D.** (2006). How to Qualify and Validate Wear Simulation Devices and Methods. *Dental Materials*, 22(8), 34-712.
- [111] **Mair L., Stolarski T., Vowles R., Lloyd C.** (1996). Wear: Mechanisms, Manifestations and Measurement. Report of a Workshop. *Journal of Dentistry*, 24(1-2), 8-141.
- [112] **Yıldız T., Gür A. K.** (2006). Aşınma Sistemleri. Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi, 4(2), 86-91.
- [113] **Altaie A., Bubb N. L., Franklin P., Dowling A. H., Fleming G. J., Wood D. J.** (2017). An Approach to Understanding Tribological Behaviour of Dental Composites Through Volumetric Wear Loss and Wear Mechanism Determination. *Journal of Dentistry*, 59, 7-41.
- [114] **Bhushan B.** (2000). Modern tribology handbook, two volume set.
- [115] **Merola M., Ruggiero A., De Mattia J. S., Affatato S.** (2016). On the Tribological Behavior of Retrieved Hip Femoral Heads Affected by Metallic Debris. A Comparative Investigation by Stylus and Optical Profilometer for a New Roughness Measurement Protocol. *Measurement*, 90, 71-365.
- [116] **Affatato S., Ruggiero A., De Mattia J. S., Taddei P.** (2016). Does Metal Transfer Affect the Tribological Behaviour of Femoral Heads? Roughness and Phase Transformation Analyses on Retrieved Zirconia and Biolox® Delta Composites. *Composites Part B: Engineering*, 92, 8-290.
- [117] **Mair L. H.** (1994). Subsurface Compression Fatigue in Seven Dental Composites. *Dental Materials*, 10(2), 5-111.

- [118] **McCabe J., Wang Y., Braem M.** (2000). Surface Contact Fatigue and Flexural Fatigue of Dental Restorative Materials. *Journal of The Society for Biomaterials*, 50(3), 80-375.
- [119] **Souza J., Henriques M., Teughels W., Ponthiaux P., Celis J. P., Rocha L. A.** (2015). Wear and Corrosion Interactions on Titanium in Oral Environment: Literature Review. *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion*, 1(2), 1-13.
- [120] **121. Tsujimoto A., Barkmeier W. W., Fischer N. G., Nojiri K., Nagura Y., Takamizawa T.** (2018). Wear of Resin Composites: Current Insights Into Underlying Mechanisms, Evaluation Methods and Influential Factors. *Japanese Dental Science Review*, 54(2), 76-87.
- [121] **Ferracane J. L.** (2001). Materials in Dentistry: principles and applications: Lippincott Williams & Wilkins.
- [122] **Koottathape N., Takahashi H., Iwasaki N., Kanehira M., Finger W. J.** (2012). Two and Three Body Wear of Composite Resins. *Dental Materials*, 28(12), 70-1261.
- [123] **Hu X., Zhang Q., Ning J., Wu W., Li C.** (2018). Study of Two Body Wear Performance of Dental Materials. *Journal of the National Medical Association*, 110(3), 5-250.
- [124] **Zum Gahr K.** (1998). Modelling of Two Body Abrasive Wear. *Wear*, 124(1), 87-103.
- [125] **Mair L.** (2000). Wear in the Mouth: the Tribological Dimension. *Tooth Wear and Sensitivity London, Martin Dunitz*, 181-8.
- [126] **Gates J.** (1998). Two-Body and Three-body Abrasion: A Critical Discussion. *Wear*, 214(1), 46-139.
- [127] **Trezona R., Hutchings I.** (1999). Three-Body Abrasive Wear Testing of Soft Materials. *Wear*, 233, 21-209.
- [128] **Ashcroft A., Joiner A.** (2010). Tooth Cleaning and Tooth Wear: A Review. *Journal of Engineering Tribology*, 224(6), 49-539.
- [129] **Gupta B.** (2023). Friction and Wear Mechanism of Polymers, Their Composites and Nanocomposites. *Tribology of Polymers, Polymer Composites, and Polymer Nanocomposites*, p. 51-117.
- [130] **Ferrando J. M., Graser G. N., Tallents R. H., Jarvis R. H.** (1983). Tensile Strength and Microleakage of Porcelain Repair Materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(1), 44-50.
- [131] **Taylor D., Bayne S., Sturdevant J., Wilder A.** (1989). Comparison of Direct and Indirect Methods for Analyzing Wear of Posterior Composite Restorations. *Dental Materials*, 5(3), 60-157.
- [132] **Koçak-Büyükdere A., Sertgöz A.** (2015). Sabit Protetik Restorasyonların İn Vivo Çalışmalar ile Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1).
- [133] **Bayne S. C., Schmalz G.** (2005). Reprinting the Classic Article on USPHS Evaluation Methods for Measuring the Clinical Research Performance of Restorative Materials. *Clinical Oral Investigations*, 9(4), 14-209.
- [134] **Bayne S. C., Taylor D. F., Rekow E. D., Wilder A. D., Heymann H. O.** (1994). Confirmation of Leinfelder Clinical Wear Standards. *Dental Materials*, 10(1), 8-11.
- [135] **Blalock J. S., Chan D., Browning W., Callan R., Hackman S.** (2006). Measurement of Clinical Wear of Two Packable Composites After 6 Months in Service. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(1), 59-63.

- [136] **Peschke A., Heintze S., Roulet J.**(2005). Comparison of Two Impression Methods for Clinical Wear Measurement. *The Journal of Dental Research*.
- [137] **Valigi M. C., Logozzo S., Affatato S.** (2017). New Challenges in Tribology: Wear Assessment Using 3D Optical Scanners. *Materials*, 10(5).
- [138] **Becker K., Wilmes B., Grandjean C., Drescher D.** (2018). Impact of Manual Control Point Selection Accuracy on Automated Surface Matching of Digital Dental Models. *Clinical Oral Investigations*, 22, 10-801.
- [139] **O'Toole S., Osnes C., Bartlett D., Keeling A.** (2019). Investigation Into the Accuracy and Measurement Methods of Sequential 3D Dental Scan Alignment. *Dental Materials*, 35(3), 495-500.
- [140] **Wulfman C., Koenig V., Mainjot A.** (2018). Wear Measurement of Dental Tissues and Materials in Clinical Studies: A Systematic Review. *Dental Materials*, 34(6), 50-825.
- [141] **Jeong Y. G., Lee W. S., Lee K. B.** (2018). Accuracy Evaluation of Dental Models Manufactured by CAD/CAM Milling Method and 3D Printing Method. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(3), 51-245.
- [142] **Baran G., Boberick K., McCool J.** (2001). Fatigue of Restorative Materials. *The Journal of Dental Research*, 12(4), 60-350.
- [143] **Bates J. F., Stafford G. D., Harrison A.** (1976). Masticatory Function - A Review of the Literature. III. Masticatory Performance and Efficiency. *Journal of Oral Rehabilitation*, 3(1), 57-67.
- [144] **Kohyama K., Hatakeyama E., Sasaki T., Dan H., Azuma T., Karita K.** (2004). Effects of Sample Hardness on Human Chewing Force: A Model Study Using Silicone Rubber. *Archives of Oral Biology*, 49(10), 16-805.
- [145] **Fontijn-Tekamp F. A., Slagter A. P., Van Der Bilt A., Van T. H. M. A., Witter D. J., Kalk W.** (2000). Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures and Natural Dentitions. *The Journal of Dental Research*, 79(7), 24-1519.
- [146] **Sakaguchi R., Douglas W. H., DeLong R., Pintado M.** (1986). The Wear of a Posterior Composite in an Artificial Mouth: a Clinical Correlation. *Dental Materials*, 2(6), 40-235.
- [147] **Krejci I., Lutz F.** (1990). In-vitro Test Results of the Evaluation of Dental Restoration Systems. Correlation with In-vivo Results. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue Mensuelle Suisse D'odontostomatologie= Rivista Mensile Svizzera di Odontologia e Stomatologia*, 100(12), 9-1445.
- [148] **ISO D.** (2001). Guidance on Testing of Wear. Part 2: Wear by Two and/or Three Body Contact.
- [149] **Heintze S. D.** (2010). Predictability of Clinical Wear by Laboratory Wear Methods for the Evaluation of Dental Restorative Materials.
- [150] **Morresi A. L., D'Amario M., Capogreco M., Gatto R., Marzo G., D'Arcangelo C.** (2014). Thermal Cycling for Restorative Materials: Does a Standardized Protocol Exist in Laboratory Testing? A Literature Review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295-308.
- [151] **Gale M. S., Darvell B. W.** (1999). Thermal Cycling Procedures for Laboratory Testing of Dental Restorations. *The Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
- [152] **Ernst C. P., Canbek K., Euler T., Willershausen B.** (2004). In Vivo Validation of the Historical in Vitro Thermocycling Temperature Range for Dental Materials Testing. *Clinical Oral Investigations*, 8, 8-130.

- [153] **Wahab F. K., Shaini F. J., Morgano S. M.** (2003). The Effect of Thermocycling on Microleakage of Several Commercially Available Composite Class V Restorations in Vitro. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(2), 74-168.
- [154] **Reyes-Sevilla M., Kuijs R., Werner A., Kleverlaan C., Lobbezoo F.** (2018). Comparison of Wear Between Occlusal Splint Materials and Resin Composite Materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 45(7), 44-539.
- [155] **Kurt H., Erdelt K. J., Cilingir A., Mumcu E., Sülün T., Tuncer N.** (2012). Two-Body Wear of Occlusal Splint Materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 39(8), 90-584.
- [156] **Reymus M., Stawarczyk B.** (2021). In Vitro Study on the Influence of Postpolymerization and Aging on the Martens Parameters of 3D-Printed Occlusal Devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(5), 23-817.
- [157] **Taneva I., Uzunov T.** (2020). Influence of Post-Polymerization Processing on the Mechanical Characteristics of 3D-Printed Occlusal Splints. *Journal of Physics: Conference Series*.
- [158] **Benli M., Eker Gümüş B., Kahraman Y., Gökçen-Rohlig B., Evlioğlu G., Huck O.** (2020). Surface Roughness and Wear Behavior of Occlusal Splint Materials Made of Contemporary and High-Performance Polymers. *Odontology*, 108, 50-240.
- [159] **Grymak A., Waddell J. N., Aarts J. M., Ma S., Choi J. J. E.** (2022). Evaluation of Wear Behaviour of Various Occlusal Splint Materials and Manufacturing Processes. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 126, 105053.
- [160] **Barbur I., Opris H., Colosi H. A., Baciut M., Opris D., Cuc S.** (2023). Improving the Mechanical Properties of Orthodontic Occlusal Splints Using Nanoparticles: Silver and Zinc Oxide. *Biomedicines*, 11(7), 1965.
- [161] **Schmeiser F., Baumert U., Stawarczyk B.** (2022). Two-Body Wear of Occlusal Splint Materials From Subtractive Computer-Aided Manufacturing and Three-Dimensional Printing. *Clinical Oral Investigations*, 26(9), 66-5857.
- [162] **Lutz A. M., Hampe R., Roos M., Lümke mann N., Eichberger M., Stawarczyk B.** (2019). Fracture Resistance and 2-Body Wear of 3-Dimensional-Printed Occlusal Devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 72-166.
- [163] **Han Y., Bai Y., Bian J., Guo X., Liu B., Wang Z.** (2021). Polydimethylsiloxane-Based Mechanoluminescent Occlusal Splint with the Visualization of Occlusal Force. *ACS Applied Polymer Materials*, 3(10), 7-5180.
- [164] **Wesemann C., Spies B. C., Sterzenbach G., Beuer F., Kohal R., Wemken G.** (2021). Polymers for Conventional, Subtractive and Additive Manufacturing of Occlusal Devices Differ in Hardness and Flexural Properties but not in Wear Resistance. *Dental Materials*, 37(3), 42-432.
- [165] **Yildiz Domanic K., Aslan Y. U., Ozkan Y.** (2020). Two-Body Wear of Occlusal Splint Materials Against Different Antagonists. *BMC Oral Health*, 20(1), 1-7.
- [166] **Huettig F., Kustermann A., Kuscu E., Geis-Gerstorfer J., Spintzyk S.** (2017). Polishability and Wear Resistance of Splint Material for Oral Appliances Produced with Conventional, Subtractive and Additive Manufacturing. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 75, 9-175.

- [167] Kurt H., Mumcu E., Sulun T., Diracoğlu D., Unalan F., Aksoy C. (2011). Comparison of Effectiveness of Stabilization Splint, Anterior Repositioning Splint and Behavioral Therapy in Treatment of Disc Displacement with Reduction. *Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Turkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 57(1).
- [168] Celakil T., Muric A., Gökçen Röhlrig B., Evlioglu G. (2019). Management of Pain in TMD Patients: Bio-Oxidative Ozone Therapy Versus Occlusal Splints. *CRANIO®*, 37(2):85-93.
- [169] Grillo C. M., De la Torre Canales G., Wada R. S., Alves M. C., Barbosa C. M. R., Berzin F. (2015). Could Acupuncture Be Useful in the Treatment of Temporomandibular Dysfunction? *Journal of Acupuncture and Meridian Studies*, 8(4), 9-192.
- [170] Öz S., Gökçen-Röhlrig B., Saruhanoglu A., Tuncer E. B. (2010). Management of Myofascial Pain: Low-Level Laser Therapy Versus Occlusal Splints. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21(6), 8-1722.
- [171] Hersek N., Canay Ş., Caner B., Ulutuncel N. (2002). Bone SPECT Imaging of Patients with Internal Derangement of Temporomandibular Joint Before and After Splint Therapy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 94(5), 80-576.
- [172] Qvintus V., Suominen A., Huttunen J., Raustia A., Ylöstalo P., Sipilä K. (2015). Efficacy of Stabilisation Splint Treatment on Facial Pain 1 Year Follow-up. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(6), 46-439.
- [173] Abuzar M. A., Bellur S., Duong N., Kim B. B., Lu P., Palfreyman N. (2010). Evaluating Surface Roughness of a Polyamide Denture Base Material in Comparison with polymethyl methacrylate. *Journal of Oral Science*, 52(4), 81-577.
- [174] Ozyilmaz O. Y., Akin C. (2019). Effect of Cleansers on Denture Base Resins Structural Properties. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 17(1), 2280800019827797.
- [175] Grymak A., Aarts J. M., Ma S., Waddell J. N., Choi J. J. E. (2022). Wear Behavior of Occlusal Splint Materials Manufactured by Various Methods: A Systematic Review. *Journal of Prosthodontics*, 31(6), 87-472.
- [176] Aygüzen C. (2021). Dijital ve Konvansiyonel Yöntemlerle Elde Edilen Oklüzal Splint Materyallerinin Aşınmasının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi.
- [177] Garcia L. D. F. R., Roselino L. D. M. R., Mundim F. M., Pires-de-Souza F. D. C. P., Consani S. (2010). Influence of Artificial Accelerated Aging on Dimensional Stability of Acrylic Resins Submitted to Different Storage Protocols. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(6), 7-432.
- [178] Grymak A., Aarts J. M., Ma S., Waddell J. N., Choi J. J. E. (2021). Comparison of Hardness and Polishability of Various Occlusal Splint Materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104270.
- [179] Zhou Z., Zheng J. (2008). Tribology of Dental Materials: A Review. *Journal of Physics* 41(11), 113001.
- [180] Lewis R., Dwyer-Joyce R. (2005). Wear of Human Teeth: A Tribological Perspective. *Journal of Engineering Tribology*, 219(1), 1-18.
- [181] Turssi C. P., de Moraes Purquerio B., Serra M. C. (2003). Wear of Dental Resin Composites: Insights Into Underlying Processes and Assessment Methods- A Review. *Journal of Biomedical Materials*, 65(2), 5-280.

- [182] **Addy M., Hughes J., Pickles M., Joiner A., Huntington E.** (2002). Development of a Method in Situ to Study Toothpaste Abrasion of Dentine: Comparison of 2 Products. *Journal of Clinical Periodontology*, 29(10), 896-900.
- [183] **DeLong R.** (2006). Intra-oral Restorative Materials Wear: Rethinking the Current Approaches: How to Measure Wear. *Dental Materials*, 22(8), 11-702.
- [184] **Heintze S., Zappini G., Rousson V.** (2005). Wear of Ten Dental Restorative Materials in Five Wear Simulators—Results of a Round Robin Rest. *Dental Materials*, 21(4), 17-304.
- [185] **Heintze S., Zellweger G., Cavalleri A., Ferracane J.** (2006). Influence of the Antagonist Material on the Wear of Different Composites Using Two Different Wear Simulation Methods. *Dental Materials*, 22(2), 75-166.
- [186] **Dunn D. B., Lewis M. B.** (2011). CAD/CAM Occlusal Splints: A New Paradigm. *Australasian Dental Practice*. 22, 131.
- [187] **Schindler H. J., Stengel E., Spiess W. E.** (1998). Feedback Control During Mastication of Solid Food Textures—A Clinical Experimental Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 6-330.
- [188] **Lutz F., Krejci I., Barbakow F.** (1992). Chewing Pressure Us. Wear of Composites and Opposing Enamel Cusps. *Journal of Dental Research*, 71(8), 9-1525.
- [189] **Niemela K., Korpela M., Raustia A., Ylöstalo P., Sipila K.** (2012). Efficacy of Stabilisation Splint Treatment on Temporomandibular Disorders. *Journal of Oral Rehabilitation*, 39(11), 799-804.
- [190] **Ghazal M., Kern M.** (2009). Wear of Human Enamel and Nano-filled Composite Resin Denture Teeth Under Different Loading Forces. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(1), 58-64.
- [191] **Barkmeier W. W., Erickson R. L., Latta M. A., Wilwerding T. M.** (2013). Wear Rates of Resin Composites. *Operative Dentistry*, 38(2), 33-226.
- [192] **Heintze S. D., Zellweger G., Grunert I., Muñoz-Viveros C. A., Hagenbuch K.** (2012). Laboratory Methods for Evaluating the Wear of Denture Teeth and Their Correlation with Clinical Results. *Dental Materials*, 28(3), 72-261.
- [193] **Gibbs C. H., Mahan P. E., Lundeen H. C., Brehnan K., Walsh E. K., Holbrook W. B.** (1981). Occlusal Forces During Chewing and Swallowing as Measured by Sound Transmission. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(4), 9-443.
- [194] **Stober T., Lutz T., Gilde H., Rammelsberg P.** (2006). Wear of Resin Denture Teeth by Two Body Contact. *Dental Materials*, 22(3), 9-243.
- [195] **Munshi N., Rosenblum M., Jiang S., Flinton R.** (2017). In Vitro Wear Resistance of Nanohybrid Composite Denture Teeth. *Journal of Prosthodontics*, 26(3), 9-224.
- [196] **Stober T., Henninger M., Schmitter M., Pritsch M., Rammelsberg P.** (2010). Three Body Wear of Resin Denture Teeth With and Without Nanofillers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(2), 17-108.
- [197] **Schulte J., Anderson G., Sakaguchi R., DeLong R.** (1987). Wear Resistance of Isosit and Polymethylmethacrylate Occlusal Splint Material. *Dental Materials*, 3(2), 4-82.
- [198] **Casey J., Dunn W. J., Wright E.** (2003). In Vitro Wear of Various Orthotic Device Materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 498-502.

- [199] **Issar-Grill N., Roberts H. W., Wright E. F., Dixon S. A., Vandewalle K. S.** (2013). Volumetric Wear of Various Orthotic Appliance Materials. *CRANIO®*, 31(4), 5-270.
- [200] **Liu C. S., Lin J. J., Chen B. R.** (2023). A Novel 3D Scanning Technique for Reflective Metal Surface Based on HDR-like Image from Pseudo Exposure Image Fusion Method. *Optics and Lasers in Engineering*, 168, 107688.
- [201] **Nulty A. B.** (2021). A Comparison of Full Arch Trueness and Precision of Nine Intra-oral Digital Scanners and Four Lab. Digital Scanners. *Dentistry Journal*, 9(7), 75.
- [202] **Emir F., Ayyıldız S.** (2019). Evaluation of the Trueness and Precision of Eight Extraoral Laboratory Scanners with a Complete-arch Model: A Three-dimensional Analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(4), 9-434.
- [203] **Wang S., Li Z., Ye H., Zhao W., Liu Y., Zhou Y.** (2020). Preliminary Clinical Evaluation of Traditional and a New Digital PEEK Occlusal Splints for the Management of Sleep Bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 47(12), 7-1530.
- [204] **Murakami N., Wakabayashi N., Matsushima R., Kishida A., Igarashi Y.** (2013). Effect of High-pressure Polymerization on Mechanical Properties of PMMA Denture Base Resin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20, 98-104.
- [205] **Shrivastava S. P., Dable R., Raj A. N., Mutneja P., Srivastava S. B., Haque M.** (2021). Comparison of Mechanical Properties of PEEK and PMMA: An in Vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 22(2), 83-179.
- [206] **Wimmer T., Huffmann A. M. S., Eichberger M., Schmidlin P. R., Stawarczyk B.** (2016). Two-body Wear Rate of PEEK, CAD/CAM Resin Composite and PMMA: Effect of Specimen Geometries, Antagonist Materials and Test Set-up Configuration. *Dental Materials*, 32(6), 36-127.
- [207] **Pacquet W., Benoit A., Hatège-Kimana C., Wulfman C.** (2019). Mechanical Properties of CAD/CAM Denture Base Resins. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(1), 6-104.
- [208] **ISO I. 20795-1: 2013.** (2013). Dentistry—Base Polymers—Part 1: Denture Base Polymers. *ISO: Geneva, Switzerland*.
- [209] **Park J-M., Ahn J-S., Cha H-S., Lee J-H.** (2018). Wear Resistance of 3D Printing Resin Material Opposing Zirconia and Metal Antagonists. *Materials*, 11(6), 1043.
- [210] **Sasaki H., Hamanaka I., Takahashi Y., Kawaguchi T.** (2016). Effect of Long-term Water Immersion or Thermal Shock on Mechanical Properties of High-impact Acrylic Denture Base Resins. *Dental Materials Journal*, 35(2), 9-204.
- [211] **Ayaz E. A., Bağış B., Turgut S.** (2015). Effects of Thermal Cycling on Surface Roughness, Hardness and Flexural Strength of Polymethylmethacrylate and Polyamide Denture Base Resins. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13(3), 6-280.
- [212] **Stafford G., Arendorf T., Huggett R.** (1986). The Effect of Overnight Drying and Water Immersion on Candidal Colonization and Properties of Complete Dentures. *Journal of Dentistry*, 14(2), 6-52.