



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**SUNİ DİŞ MATERYALLERİNİN AŞINMA
POTANSİYELLERİNİN İN-VİTRO
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sıla YELEKÇİ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Funda AKALTAN**

**ANKARA
2019**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**SUNİ DİŞ MATERYALLERİNİN AŞINMA
POTANSİYELLERİNİN İN-VİTRO
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sıla YELEKÇİ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Funda AKALTAN

**Bu araştırma Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü'nün
18L0234002 proje numarası ile desteklenmiştir**

ANKARA

2019

ANKARA ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DIŞ TEDAVİSİ UZMANLIK PROGRAMI

Çerçevesinde yürütülmüş olan “ **Suni Diş Materyallerinin Aşınma Potansiyellerinin İn - Vitro Değerlendirilmesi** ” konulu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:
02.04.2019



İmza

Prof.Dr.ŞenayCANAY
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Jüri Başkanı



İmza

Prof.Dr.K.Funda AKALTAN
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Üye



İmza

Prof.Dr.S.Hakan TERZİOĞLU
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Üye

İÇİNDEKİLER

İçindekiler	İi
Önsöz	V
Simgeler ve Kısaltmalar	Vi
Şekiller	Vii
Çizelgeler	Viii
1. GİRİŞ	
1.1. Suni Dişler	1
1.1.1. Suni Dişlerin Tarihçesi	1
1.1.2. Suni Dişlerde Bulunması Gereken Özellikler	3
1.1.3. Suni Diş Materyalleri	4
1.1.3.1. Akrilik Dişler	4
1.1.3.1.1. Konvansiyonel PMMA (Doldurucu içermeyen)	5
1.1.3.1.2. İnorganik Doldurucu İçeren PMMA	5
1.1.3.1.3. Yüksek Çapraz Bağlantılı PMMA	6
1.1.3.1.3.1. Çapraz Bağlı Polimer Ağı	6
1.1.3.1.3.2. Çift Çapraz Bağlanma	7
1.1.3.2. Porselen Dişler	7
1.1.3.3. Kompozit Rezın Dişler	8
1.1.3.3.1. İzosit Dişler	9
1.1.3.3.2. Nanohibrit Kompozit Dişler	10
1.2. Aşınma	12
1.2.1. Tribolojik Sistemi Meydana Getiren Unsurlar	13
1.2.2. Aşınma Mekanizması ve Türleri	14
1.2.2.1. Adezyon Aşınması	15
1.2.2.2. Abrazyon Aşınma	15
1.2.2.3. Yorulma ve Tabakalı Aşınma	16
1.2.2.4. Erozyon ve Çarpma Etkisi ile Aşınma	16
1.2.2.5. Kimyasal Aşınma	17
1.2.3. Aşınmayı Etkileyen Faktörler	18

1.2.3.1. Malzeme Seçimi	18
1.2.3.2. Sürtünme	18
1.2.3.3. Yüzeye Uygulanan Yük	19
1.2.3.4. Sürtünme Mesafesi	19
1.2.3.5. Yüzey Sertliği	19
1.2.3.6. Yüzey Pürüzlülüğü	20
1.2.4. Diş Malzemelerinin Aşınma Testinde Kullanılan Laboratuvar Yöntemleri	21
1.2.4.1. Çiğneme Simülatörleri	23
1.2.4.2. ACTA- Aşındırma Cihazı	24
1.2.4.3. Sabit Disk Üzerinde Aşınma Testi Yöntemi (Pin-on-disc)	24
1.2.5. DeneYlerde Uygulanan Aşındırma Tipleri	25
1.2.5.1. İki-Gövdeli Aşınma (Two-Body Wear)	25
1.2.5.2. Üç-Gövdeli Aşınma (Three-Body Wear)	25
1.2.6. Suni Diş Materyallerinin Aşınma Miktarını Ölçmek İçin Kullanılan Yöntemler	25
1.2.6.1. Profilometre	26
1.2.6.2. 3D Lazer Tarayıcı	26
1.3. Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri	27
1.3.1. Bekleme ile Yaşlandırma	28
1.3.2. Isısal Siklus ile Yaşlandırma	28
1.3.3. Okluzal Yükleme ile Yaşlandırma	29
1.3.4. Kırılma Dayanıklılığı	30
1.3.5. Yorulma Direnci	30
1.3.6. Sızıntı	31
1.4. Tezin Amacı	31
2. GEREÇ ve YÖNTEM	
2.1. Suni Diş Örneklerinin Hazırlanması	33
2.2. Suni Diş Örneklerinin Yüzeylerinin Hazırlanması	34
2.3. Suni Diş Örneklerinin Hacimlerinin Aşınma Deneyinden Önce Ölçülmesi	34
2.4. Suni Diş Örneklerinin Çiğneme Simülatöründe Test Edilmesi	35
2.5. Suni Diş Örneklerinin Hacimlerinin Aşınma Deneyinden Sonra Ölçülmesi	36

2.6. Elde Edilen Görüntülerin Çakıştırılması ve Sonuçların İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	37
3. BULGULAR	40
4. TARTIŞMA	42
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	56
ÖZET	57
SUMMARY	58
KAYNAKLAR	58
ÖZGEÇMİŞ	69



ÖNSÖZ

Uzun yıllardır, hareketli protezlerde başarıyla kullanılan suni dişlerin zaman içerisinde aşınması, birçok klinik problemi beraberinde getirmektedir. Geliştirilen materyaller aşınma problemini azaltsa da yüksek maliyetleri nedeniyle ülkemizde rutin uygulamalarda kullanılmamaktadır. Yeni geliştirilen suni diş materyallerinin aşınma potansiyelleri konusunda sınırlı sayıda çalışma bulunmasından yola çıkarak planlanan çalışmamızda sağladığı destek nedeniyle Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü'ne teşekkür ederim.

Başta tüm yaşamım boyunca sevgi ve ilgisini hiç eksiltmeden beni destekleyen anneme, önce matematiği sonra hayatta yürümeyi sabırla öğreten babama ve bana her daim güvenerek attığım bütün adımlarda cesaret veren kardeşime olmak üzere; uzmanlık eğitimim ve tez çalışmalarım süresince büyük bir sabır ve özveri ile desteğini gördüğüm danışmanım Prof. Dr. Funda Akaltan'a, istatistik çalışmalarında destek sağlayan Prof. Dr. Ensar Başpınar'a, eğitim sürem boyunca klinik uygulamalar konusunda değerli vakit ve bilgilerini esirgemeyen Prof. Dr. Semih Berksun ve Prof. Dr. Hakan Terzioğlu'na teşekkür ederim.

Eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi olarak büyük desteğini gördüğüm ağabeyim Salim Cavlak'a, çocukluğumdan beri hayatımın her döneminde yanımda olan sevgili dostlarım Dr. Sümeyye Tanır'a ve Dr. Çağdaş Eraslan'a, deneylerimi gerçekleştirirken yardımlarını esirgemeyen Çağla Dilmen'e, hayatıma girdiği günden beri her şeyi güzelleştiren, tez sürecimde en büyük desteği veren ve fotoğraflar konusunda yardımcı olan Gökhan Mezarıcı ve değerli ailesine teşekkür etmeyi borç bilirim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°	Derece
µm	Mikro metre
ANOVA	ANalysis Of VAriance
Bis-GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
C	Celcius
Hz	Hertz
J	Joule
kg	Kilogram
mm	Milimetre
mm/s	Saniye Başına Milimetre
MMA	Metil metakrilat
N	Newton
NHK	Nanohibrit Kompozit
Nm	Nanometre
PMMA	Polimetil Metakrilat
Stl	STereoLithography
UDMA	Üretan dimetakrilat

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. İzosit suni dişlerin katman şeması.

Şekil 1.2. Nanohibrit kompozit suni dişlerin katman şeması.

Şekil 2.1. Akrilik tutuculara gömülen suni diş örneği. a) Örneğin paralelometre yardımıyla akrilik bloktaki görüntüsü. b) Suni dişin bukkal ve palatinal tüberküllerinin akrilik bloktaki hizalanmış görüntüsü.

Şekil 2.2. Yüzey hazırlığı tamamlanan suni diş örneğinin 3D lazer tarama cihazındaki okluzalden görünümü.

Şekil 2.3. Suni diş örneklerinin çiğneme simülatöründe yüklenmiş görüntüsü.

Şekil 2.4. Suni diş örneklerinin 3D lazer tarama cihazındaki görüntüsü (a). stl görüntüsü (b).

Şekil 2.5. Aşındırma öncesi elde edilen model (a) sabit kabul edilerek, aşındırma sonrası diğer model (b) ile VrMesh yazılımında üst üste karşılaştırılmıştır (c).

Şekil 2.6. Çakıştırma yapılan suni diş örneğinin akrilik tutucu ile birlikte (a) ve akrilik tutucudan ayrıldıktan sonraki (b) görüntüsü.

Şekil 2.7. Maksimum ve minimum hacim değerleri arasındaki sapma.

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. ISO teknik şartnamesinde listelenen iki/üç gövdeli aşınma yöntemleri
No: 14569-2.

Çizelge 2.1. Simüle edilen çigneme testindeki parametreler.

Çizelge 3.1. Aşınma değerlerinin (mm^3) tanıtıcı istatistikleri.

Çizelge 3.2. Aşınma değerlerinin karşılaştırılmasının yapıldığı 2 yönlü ANOVA sonuçları.



1. GİRİŞ

1.1. Suni Dişler

Suni dişler fonksiyon, fonasyon ve estetik açıdan hareketli protezlerin en önemli bileşenlerindedir (Denli ve ark., 1996). Posterior dişler çiğneme, okluzyonun korunması ve kaybedilmiş yüz konturunun restorasyonunu sağlarken, anterior dişler çiğneme fonksiyonuna yardım eder, estetiğin düzeltilmesinde önemli rol oynar ve fonasyonun teminine aracılık ederler (Can ve Akaltan, 2005).

Başarılı bir hareketli protez planlamasında uygun suni dişi seçebilmek için hastayla ilgili bazı fiziksel ve biyolojik faktörlerin bilinmesi gerekmektedir. Diş seçiminde hekimin görevi hastaya yeterli bilgi vermek, rehberlik etmek ve doğru seçenekleri sunmaktır. Suni diş seçimini etkileyen faktörler arasında hastanın beklentisi ve ekonomik durumu da önemli yer tutar (Zarb ve ark., 2013). Ayrıca diş hekimi, mümkün olan en iyi tedaviyi uygulayabilmek için piyasada bulunan farklı suni dişlerin özelliklerini iyi bilmeli, hastanın beslenme alışkanlıklarının farkında olmalıdır (Assunção ve ark., 2005; Hirano ve ark., 1998).

1.1.1. Suni dişlerin tarihçesi

İnsanlar, çok eski zamanlardan beri eksik dişlerini tıbbi ve kozmetik kaygılarla restore etme ihtiyacı hissetmişlerdir. Eski Mısırlılar 3.500 yıl önce protezleri dut

ağacından şekillendirip, altın tellerle ağızdaki mevcut dişlere bağlamışlardır (Heintze, 2006). M.Ö. 7. yüzyılın başlarında Kuzey İtalya'da, insan dişi veya diğer hayvanların dişleri altın bantlarla bağlanarak bölümlü protezler elde edilmiştir. İlk porselen dişler 1709'da geliştirilmeye başlanmış ve 1846'da suni diş materyali olarak uygulanmıştır (Foser, 1999). 20. yüzyılın başlarında polimer kimyasının ortaya çıkması ile birlikte hareketli protezler yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. 1930 yılında endüstriyel olarak üretilen akrilik, dental uygulama alanlarında da yerini almıştır (Röhm ve Bauer, 1928).

Plastik-cam yapıda bulunan pleksiglas, dental alanda kullanılan ilk polimer materyallerdendir. Metil metakrilat (MMA) başlarda çok küçük moleküller içerdiği için dental restorasyonlarda ve hareketli protezlerde kullanılamamıştır; ancak polimerizasyon büzülmesini önleyen geliştirici ajanların eklenmesi ile birlikte MMA protetik restorasyonların yapımında yerini almıştır. İlk uygulamalar 1937 yılında yapılırken, 10 yıl sonra hareketli protezlerin %98'i polimetil metakrilat (PMMA) yapısında üretilmiştir (Powers ve Sakaguchi, 2006).

1950 yılında kompozit yapıda suni dişler, estetik ve dayanıklılık artırılarak piyasaya sunulmuştur. Dental kompozitlerin geliştirilmesi klinik olarak başarılı sonuçların elde edilmesini sağlamıştır. Bu başarı, malzeme yapısının iyileştirilmesi, geliştirilen dolgu teknolojileri, matriks yapı için yeni monomerlerin geliştirilmesi ve estetik kaliteyi artıran yeni katmanlama teknikleri ile sağlanmıştır (Michl, 1978).

1.1.2. Suni dişlerde bulunması gereken özellikler

Kullanım amaçlarına göre ön ve arka grup suni dişlerde aranan özellikler farklılık göstermektedir. Ön bölgede kullanılan suni dişlerde estetik gereksinimler; arka bölgede ise çiğneme kuvvetlerine dayanabilmesi açısından mekanik özellikler ön plandadır (Anusavice, 1996). İdeal olarak suni dişler renk, şekil ve translusensi yönünden doğal dişleri taklit edebilmelidir. Suni dişlerde bulunması gereken temel özelliklerin başında, dişin protez kaidesine iyi bir şekilde bağlanması (Cunningham, 2000) ve dişlerin çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek kadar sağlam olması gelmektedir (Rosentritt ve ark., 2016). Bu nedenle dişler; birbirine sıkıca bağlanmış, okluzal kısımda yüksek aşınma direnci ve kaideye tutunan yüzeyinde yeterli bağlanma için iyi bir monomer penetrasyonu sağlayan katmanlardan oluşmalıdır (Robison ve ark., 2016). Tasarım ve okluzal konseptler dişlerin klinik performansına katkıda bulunabilir (Schmid-Schwab M ve ark, 2009). Düz ve yuvarlak uçlu dişler daha homojen ve merkezli bir kuvvet dağılımı gösterdiklerinden daha yüksek çiğneme kuvvetlerine dayanabilirler; buna karşılık daha dik tüberküller kırılmaya eğilimlidir (Rosentritt ve ark., 2016).

Protezin ağırlığını fazla arttırmamaları açısından suni dişlerin düşük ağırlıkta olması tercih edilir. Suni dişler, kırılmaya karşı dirençli olabilmeleri için güçlü ve sağlam olmalıdır; mukoza, diş veya implant destekli vakalara göre suni diş seçimi değişebilir. İmplant destekli protezlerde kullanılan suni dişler daha fazla çiğneme kuvvetine maruz kalacağı için daha yüksek stabilite gerektirmektedir. Aşındırıcı etkenlere karşı suni dişlerin yüksek sertlik değerlerine sahip olmaları gerekmektedir (McCabe, 1990). Yüzeylerinin pürüzsüz olması ve renk stabilitesi de suni diş üretiminde kullanılan materyallerde aranan en önemli özelliklerdendir (Kawano ve ark., 2002).

1.1.3. Suni diş materyalleri

1.1.3.1. Akrilik dişler

Akrilik dişler; ağırlıklarının dūřuk olması, kaide materyaline kolayca tutunması ve okluzal uyumlamasının dişlere nazaran daha kolay olması nedenleriyle en sık tercih edilen suni dişlerdir. Toksik değildir ve ağız sıvılarında erimezler. Akrilik suni dişlerin aşındırılması ve cilalanması kolaydır; protezlerin kullanımı sırasında da dişlerin karşılıklı uyumu kendiliğinden sağlanabilir (O'Brien,1997).

Akrilik diřler özellikle hareketli bōlūmlū protezlerde interokluzal mesafenin yetersiz olduđu durumlarda kullanılmaktadır. Okluzyonun yeniden oluřturulmasında akrilik suni diřlerin önemli ölçūde uygulama kolaylıđı vardır. Optimum okluzyonun sađlanabilmesi ve devamlılıđının korunabilmesi, akrilik diřlerin yūzey sertlik deđerine bađlıdır. Akrilik diřler mine veya porselen karřısında daha dūřuk sertlik deđerine sahiptirler. Yapılan alıřmalar, karřıt dođal dentisyon ile okluzyon sađlamada ve implantūstū protetik restorasyonların yapımında stres azaltıcı etkilerinden dolayı akrilik diřlerin yaygın olarak tercih edildiđini gōstermektedir (Diaz-Arnold ve ark., 1999; Hirano ve ark., 1998).

Akrilik rezin suni dişlerin protez kaidesine kimyasal olarak bağlanması dişlerin kaideden kopmasını engeller. Antagonist dişlerde aşınmaya neden olmamaları avantaj sağlarken; zaman içerisinde aşınmaları okluzyonun bozulmasına neden olabilmektedir. Okluzal dikey boyut kaybı, çiğneme etkinliğinin azalması ve

kapanış bozuklukları sonucu çoğu zaman restorasyonun yenilenmesi gerekmektedir (Abe ve ark., 1997; Fenton, 2004).

İlk üretilen akrilik dişlerin istenmeyen özelliklerinden en önemlisi yapısında kimyasal maddelerin bulunmasıdır (Mc Cabe, 1990). Diğer dezavantajları ise aşınma, çizilme, çatlama, renk değiştirme ve organik çözücülerden etkilenmesi olarak sayılabilir (Docking, 1952). İlerleyen yıllarda bu dezavantajlar yavaş yavaş ortadan kalkmaya başlamış; akrilik rezin yapımında kullanılan bütün çözücü ve dengeleyici kimyasal maddeler kaldırılmıştır (Dirksen, 1952).

1.1.3.1.1. Konvansiyonel PMMA (Doldurucu içermeyen)

Doldurucu içermeyen PMMA'nın üretim sürecinde çapraz bağlı olmayan bir doğrusal polimer, çapraz bağlayıcı bir ajan içeren bir monomer ile karıştırılır ve daha sonra polimerleştirilir. Monomer ve çapraz bağlama maddesinin karışımı bir metil metakrilat ve bir dimetakrilattan, çoğu durumda etilen glikol dimetakrilattan oluşur (O'Brien, 1997).

1.1.3.1.2. İnorganik Doldurucu İçeren PMMA

Bu malzemeler inorganik dolgu maddelerinin eklendiği PMMA'lardan oluşmaktadır.

1.1.3.1.3. Yüksek apraz bağlantılı PMMA

Akrilik dişlerin en büyük dezavantajı olan aşınma problemi, 1952 yılında çözümlenmiştir. Bu tarihte çapraz bağlantı ajanlarının bulunması ve üretim sırasındaki kalıplama tekniklerinin değişmesi akrilik dişlerde büyük bir gelişme meydana getirmiştir (Dirksen, 1952; Smith, 1962). Çapraz bağlantı aynı zamanda organik çözücülerde (ketonlar, aromatik hidrokarbonlar) erime problemini de ortadan kaldırmıştır. Çapraz bağlantılı akrilikler, ağımsı yapılarından dolayı çözücülere, distorsiyona ve ısıya karşı dirençlidir. Bunlar, istenen özellikler olmasına rağmen akriliği daha kırılған hale getirmektedir. Eğer yeterince çapraz bağlantı ajanı kullanılırsa akrilik polimeri termoplastik halinden termoset haline döner ve bu da polimerize olduktan sonra artık ısıtılarak yumuşatılamaz (Craig, 1975; Phillips, 1973). Suni dişlerin üretimi esnasında oluşan çatlaklar da çapraz bağlantıların uygulanmasıyla neredeyse ortadan kalkmıştır (Sweeney ve ark., 1958).

1.1.3.1.3.1. Çapraz bağlı polimer ağı

İ içe geçen polimer ağı olarak bilinen bir suni diş materyalidir. retimi için doğada farklı kimyasal ve fiziksel yapıda bulunan polimerler birbirlerine nüfuz ederler (Suzuki, 2004).

1.1.3.1.3.2. Çift çapraz bağlı PMMA

Çift çapraz bağlı PMMA, oldukça değiştirilmiş bir polimetil metakrilat çeşididir. Polimer dolgu maddesi ve matris homojen olarak çapraz bağlanmıştır. Oral stabilite ve aşınma direnci açısından önemli avantajlar sunan, tamamen çapraz bağlı bir suni diş materyalidir (Suzuki, 2004).

1.1.3.2. Porselen dişler

Porselenin suni diş olarak kullanılması 19. yüzyılın başlangıcına dayanmaktadır (Suzuki, 2004). Porselen dişlerin bileşeninde esas madde feldspat olmakla birlikte, içinde %15 quartz ve %4 kaolin bulunmaktadır (O'Brien, 1989).

Porselen dişler genel olarak daha canlı ve daha estetik bir görünüme sahiptir; ışık geçirgenlikleri doğal dişe yakındır ve suni dişler lekelenmelerden etkilenmemektedir. Ancak porselen dişlerin kaide plağı ile olan bağlantısı mekanik olduğundan bu bölgelerde tükürük ve renk pigmentlerinin birikimi söz konusu olmaktadır (O'Brien, 1989). Porselen dişler, çiğneme basınçlarını absorbe edemediği için doğrudan kretlere iletmektedir. Bu nedenle porselen dişlerin kullanıldığı vakalarda alveoler kemiğe daha çok yük gelmektedir. Bu tip vakalarda, yanlış tespit edilmiş çene ilişkileri; eklem problemlerine, protezde kırık ve çatlaklara, suni diş ve kaide plağı arasında kopmalara sebep olmaktadır (Craig, 1987; Çalikkocaoğlu, 1998). Porselen suni dişlerin dezavantajları arasında çiğneme esnasında sese neden olma, karşıt oklüzyon ile uyumlama zorluğu ve parlatma güçlüğü gibi nedenler de sayılabilir (Çalikkocaoğlu, 1998).

1.1.3.3. Kompozit dişler

1950 yılında Rafean Bowen tarafından 'Bower monomer' olarak bilinen Bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) geliştirilmiştir (Bowen, 1959; Bowen, 1961). Bis-GMA'ya seyreltici monomer karıştırılması ve karışıma cam veya silika tozlarının eklenmesi ile dental kompozitlerin çağı başlamıştır. Elde edilen kompozitler, ilk zamanlarda yüzey dokusu ve içeriği nedeniyle yetersiz aşınma davranışı göstermiştir. Mikrofil içerikli kompozitlerin geliştirilmesi pürüzlü bir yüzey dokusu oluşturarak bağlantı problemini çözmüştür. Ortalama 40 nm'lik bir partikül boyutuna sahip, yüksek oranda dağılmış silikon dioksit, pürüzlü yüzeyleri ortadan kaldırmak için uygun bir malzemedir. Bununla birlikte, şekilsiz silikon dioksit ilavesi, malzemenin viskozitesini artırarak uygun bir dolgu malzemesi olmasını engellemiştir. Bu sorunu ortadan kaldırmak için izocap ve izosit yapıda suni diş materyalleri geliştirilmiştir (Michl ve Wollwage, 1974).

Optimal olarak, yükleme kuvveti tamamen matristen dolgu parçacıklarına aktarılır. Dolguların şekli, sertliği, dolgu maddeleri ve polimer matrisi arasındaki bağın kalitesi, polimerizasyon dinamikleri, kompozit yapıda bir suni diş materyalinin aşınma davranışı üzerinde belirleyici özelliklerdir. Bu bileşenler; kompozitin bükülme ve kırılma dayanımı, sertliği, elastikiyet modülü gibi fiziksel özelliklerini de etkiler ve bu özellikler de kompozitin aşınmasını etkileyebilir. (Sarrett, 2005; Van Noort, 2007).

Kompozit rezin dişler, porselen dişlere kıyasla yüksek kırılma dayanımı gösterir, kolay aşındırma ve polisaj işlemi sağlar. Bunun yanı sıra, geleneksel kompozit malzemeler, renk bozulmasına ve plak birikimine meyillidir (Kawano, 2002; Ghazal ve ark., 2008; Ghazal ve Kern, 2010).

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler için en geçerli sınıflama inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre yapılır. Bu sınıflandırmaya göre inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre kompozitler:

- 50-100 μm ; megafil kompozitler
- 10-50 μm ; makrofil kompozitler
- 1-10 μm ; midifil kompozitler
- 0,1-1 μm ; minifil kompozitler
- 0,01-0,1 μm ; mikrofil kompozitler
- 0,01 μm veya daha küçük nanofil (nanodolduruculu) (Dayangaç, 2000; Powers ve Sakaguchi, 2006).

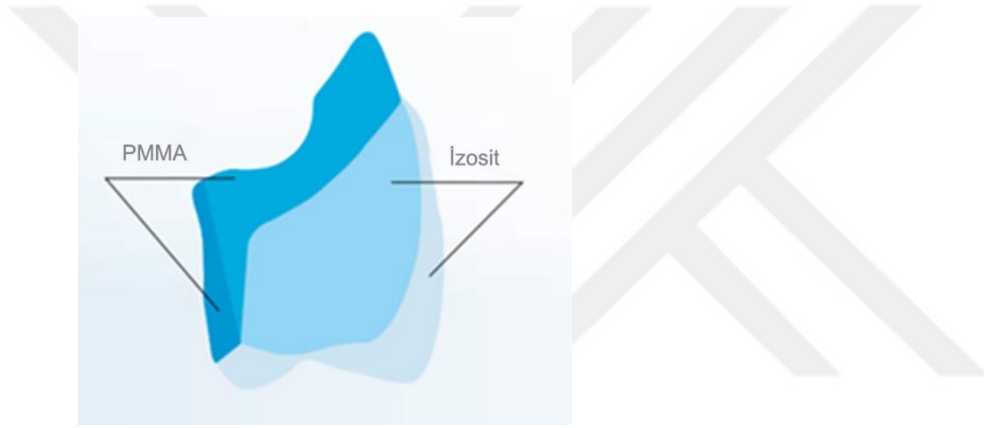
Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere hibrit kompozitler adı verilmektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006). Hibrit kompozit rezinlerin içerisine çeşitli nano doldurucular ilave edilerek, hibrit kompozitlerin kolay manipüle edilmesi, mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi, kolay cilalanma ve cilalı kalma özelliklerini uzun süre devam ettirmeleri sağlanmaktadır. Hibrit kompozitlerin içerisine alumina, silisyum oksit, zirkonyum oksit, cam doldurucular ya da seramik doldurucular gibi farklı nano doldurucu türleri ilave edilmektedir (Mitra ve ark., 2003; Yap ve ark., 2005).

1.1.3.3.1. İzosit dişler

İzosit, esas olarak inorganik mikro doldurucularla takviye edilmiş bir üretilen dimetakrilat (UDMA) içerikli çapraz bağlama maddesinden oluşmaktadır. Ürüne bağlı olarak, yaklaşık %20 pirolitik silisyum dioksit içerir ve PMMA bazlı malzemeler ile karşılaştırıldığında malzemenin sertliği önemli ölçüde artmaktadır.

Pirolitik silisyum dioksit, görünür ışığın dalga boyundan daha az olan bir parçacık büyüklüğüne sahip bir malzemedir; bu durum suni dişin kozmetik olarak kabul edilebilir olmasını sağlar. Porselen dişlerin kaideye bağlanma ve akrilik dişlerin aşınma problemleri izosit dişlerin geliştirilmesinde etkili olmuştur. Günümüzde izosit suni dişler, piyasada bulunan aşınmaya en fazla dayanıklı dişler arasındadır (Michl, 1978).

İzosit dişler, PMMA ve izosit olmak üzere 2 tabakadan oluşmaktadır. İzosit tabakasının ortalama kalınlığı 2.5 mm kadardır (Şekil 1.1.).



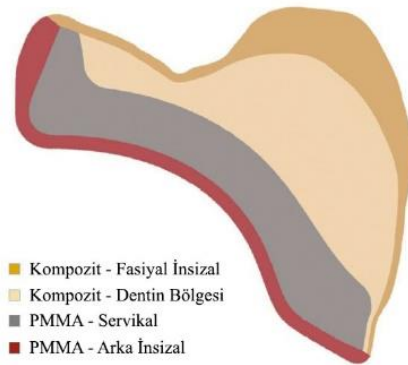
Şekil 1.1. İzosit suni dişlerin katman şeması.

1.1.3.3.2. Nanohibrit kompozit dişler

‘Nano’ kelimesi Yunanca kökenli olup metrenin milyarda biri (1 nanometre = 10^{-9} metre) anlamına gelmektedir. Nanoteknoloji, nanometre ölçeğindeki fiziksel, kimyasal ve biyolojik olayların anlaşılması, kontrolü ve üretimi amacıyla, fonksiyonel materyallerin, cihazların ve sistemlerin geliştirilmesidir (Mitra ve ark., 2003).

Nanohibrit kompozit (NHK), PMMA kümelerinin yanı sıra çeşitli tiplerde ve boyutlarda dolgu maddelerini içeren bir üretan dimetakrilat matrisine dayanmaktadır. NHK malzemesi hibrit kompozitler kategorisine girer. “Hibrit” sıfatı, bu kompozitin farklı türlerde ve boyutlarda dolgu maddelerinin bir bileşiği olduğu anlamına gelir; hibrit aynı zamanda iki tür malzemenin bir kombinasyonu olduğu anlamına gelir: kompozit ve PMMA (Munshi ve ark., 2017). NHK malzemesi, yüksek oranda çapraz bağlanmış inorganik dolgulu makro doldurucular ve yüksek oranda yoğunlaştırılmış inorganik mikro doldurucular içerir. Silikon dioksit bazlı silanize nano ölçekli dolgular gibi makro doldurucular esasen dişlerin sağlamlığından ve renk dengesinden sorumlu iken mikro doldurucular malzemenin aşınma direncini artırır. NHK, UDMA matrisi, üç farklı doldurucu ve PMMA kümesinin bir kombinasyonundan oluşur. Birinci tip dolgu maddesi matrisi güçlendirmek, malzemenin sertliği ve aşınma direncini artırmak için yoğunlaştırılmış ve silanize edilmiştir. İkinci tip doldurucular, kompozit yapıyı güçlendirmek için ve karşıt diş yapısının aşınmasının azaltılmasına yardımcı olmak için silanize edilmiştir. Üçüncü tip dolgu maddesine ise büzülme gerilimi azaltmak için inorganik olarak doldurulmuş UDMA polimeri ilave edilmiştir (Munshi ve ark., 2017).

Nanohibrit kompozit rezin dişleri; birinci ve ikinci tabakalar yaklaşık 3 mm kalınlığında nano-dolgulu kompozit rezinden, diğer tabakalar ise PMMA olmak üzere 4 tabakadan oluşmaktadır (Şekil 1.2.).



Şekil 1.2. Nanohibrit kompozit suni dişlerin katman şeması.

1.2. Aşınma

Moore'a göre (1976) aşınma; kullanılan malzemelerin yüzeylerine gaz, sıvı ve katıların teması neticesinde çeşitli etkenlerle malzemenin yüzeyinden mikro tanelerin kopması sonucu meydana gelen yüzey bozulması olarak tanımlanmıştır. Temas halindeki yüzeylerde, sürtünme kuvvetleri güç kaybına neden olmakta, aşınma ise çalışma toleranslarının bozulmasına ve materyallerin fonksiyonlarını tam olarak yerine getirmesine engel olmaktadır (Gök, 2008).

İnsanlık tarihinde ve evrim sürecinde dişlerde her zaman aşınma görülmüş ve bunun fizyolojik olduğu kabul edilmiştir. Aşınmanın, çoğunlukla zaman içerisinde değişen beslenme alışkanlıkları ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. 160.000 yıl öncesinden kalan kafatasları incelendiğinde; anatomik diş morfolojisinde çok ileri düzeyde aşınmalar gözlenmemiştir. Meydana gelen aşınma, büyük olasılıkla pişmemiş yiyecekler, yenen kökler, bitkiler, hububatlar ve ek olarak kemik parçaları, kollajen balık ve et tüketiminden kaynaklanmıştır. 18. yüzyılda insanlar hastalara ve iskeletlere ait dişlerde görülen aşınma ve sürtünme mekanizmalarını incelemeye başlamışlardır (Heintze, 2006). Glasgow, ilk kez 1771'de erozyon, abrazyon ve atrizyon olmak üzere üç tipte diş aşınması olduğundan bahsetmiştir (Hunter, 1778).

Farklı türdeki suni diş materyallerinin verimli ömürlerine önemli oranda etki eden aşınma; aşınma ortamı, aşınma mekanizması, malzeme cinsi, yük miktarı, aşınma hızı, sürtünme esnasında oluşan yüzey film özellikleri ve sıcaklık gibi birçok faktöre bağlıdır. Aşınma olayını bir malzeme özelliği olarak düşünmektense, olayı bir bütün olarak sistem içinde değerlendirmek gerekir. Eylemdeki materyaller arasındaki etkileşim bilimine "triboloji" denir. Yunanca 'tribo'; sürtünmek anlamına gelmektedir. Tribolojik sistem ise karşılıklı etkileşen

elemanlarda hız, termal şartlar ve yükün bileşimiyle meydana gelen aşınma olayını inceler (Petersen ve Winer, 1980). 19. yüzyılda artan tribolojik çalışmalar aşınmanın tek bir nedene bağlı olmadığını ortaya koymuşlardır (Heintze, 2006).

1.2.1. Tribolojik sistemi meydana getiren temel unsurlar

Aşınma olayının belirlenmesinde, tribolojik sistemi meydana getiren temel unsurların bilinmesi gerekir. Bir tribolojik sistemde genel olarak bulunabilecek 6 temel unsurdan hepsi veya bazıları aşınma olayını etkileyebilir:

- **Temel sürtünme elemanı:** Fiziksel ve kimyasal özellikleri ve durumu, yüzey yapısı, şekli tamamen belirli ve aşınması özel ilgi ile incelenen katı cisimdir (Sarıkaya, 2007).
- **Karşı sürtünme elemanı:** Katı cisim, sıvı veya gaz olabilir. Karşı sürtünme elemanı ile temel sürtünme elemanı bir aşınma çifti oluştururlar.
- **Ara maddesi:** Temel sürtünme elemanı ile karşı sürtünme elemanı arasında katı, sıvı, gaz veya bunların karışımı şeklinde bir cisim bulunabilir. Örneğin; yüzey arasına girmiş besin maddeleri veya aşınma esnasında yüzeylerden kopan parçacıklar da (eğer bunlar yüzey arasında kalıyorsa) ara maddesi olarak düşünülebilir.
- **Çevre:** Ortam sıcaklığı, nem miktarı, ortam basıncı gibi çevresel faktörler çevre koşullarını belirler.

- **Yükleme:** Etki eden yükün (kuvvetin) büyüklüğü, şekli (statik, dinamik, darbeli, titreşimli vs.) doğrultusu ve zamana göre değişimi yüklemeyi meydana getirir.
- **Hareket:** Temel sürtünme elemanının karşı sürtünme elemanına göre bağlı hareketinin cinsi (kayma, yuvarlanma, çarpma vs.) büyüklüğü, doğrultusu ile verilir. Aşınma miktarının belirlenmesinde hareket süresi önemli bir etkidir. Aşınmanın meydana gelmesinde gerekli bir unsurdur (Yıldız ve Gür, 2006).

1.2.2. Aşınma mekanizması ve türleri

Aşınma mekanik ve/veya kimyasal yollarla oluşur ve genellikle sürtünmeden dolayı ısınma ile hızlanır. Aşınma hasarları 5 farklı mekanizmayla gerçekleşmektedir; ancak temel prensip katı malzemenin yüzeyden kopmasıdır. Buna göre aşınma mekanizmaları (Burwell, 1958; Özel, 2004);

1. Adeziv aşınma
2. Abraziv aşınma
3. Yorulma ve tabakalı (delaminasyon) aşınma
4. Erozyon ve çarpma etkisiyle aşınma
5. Kimyasal/oksidatif aşınma olarak sıralanmaktadır.

Bunların dışındaki mekanizmalar, yukarıda sıralanan 5 farklı mekanizmanın kombinasyonları şeklinde karşımıza çıkmaktadır.

1.2.2.1. Adezyon aşınması

Birbiriyle temasta olan iki cismin gerçek temas yüzeyleri yüzey pürüzlüğü sebebiyle aslında çok küçük olduğundan, yüzeye normal kuvvet sebebiyle etkiyen basınç oldukça büyük değerler alır. Bu noktalardaki gerilmeler çok küçük yük durumlarında dahi akma gerilmesi sınırına erişirler ve akarak plastik deformasyona uğrarlar. Plastik deformasyona uğrayan bu yüzeyler üzerinden cisimler, birbirine mikro kaynaklar ile bağlanırlar. Bu sırada iki cisim arasında devam eden bağıl hareket sebebiyle kaynak bağı kopar. Bu kopma sonucu diğer cisme göre yumuşak olan malzemeden imal edilmiş cismin yüzeyinde boşluklar oluşur, diğer yüzeyde ise çıkıntılar meydana gelir ve iki yüzey arasına adeziv parçacıklar dökülür. Adezyon aşınması, benzer ve kolay alaşım yapabilen malzemeler arasında meydana gelmektedir. Aşınma, tüm temas noktalarında meydana gelmez, yalnızca bir kısmında oluşur. Adezyon aşınmasının, yüzey pürüzlüğünü bozduğu ve adeziv parçacıklara sebep olduğu için abrazyon aşınmasına da zemin hazırladığı belirtilmiştir (Gök, 2008; Kato ve Adachi, 2001).

1.2.2.2. Abrazyon aşınması

Sert ve pürüzlü bir yüzey daha yumuşak bir yüzey üzerinde kaydığında abraziv aşınma ortaya çıkar. Ayrıca abraziv aşınma, kayma yüzeyleri arasına sert abraziv partiküller girdiğinde de meydana gelebilir (Kuş, 2007).

Abraziv aşınma olayında, aşındırıcı partikülün yapısı önemlidir; yuvarlatılmış aşındırıcı partiküller kullanıldığında, aşınma hızı çok yüksek değildir. Abraziv

olarak kullanılacak malzemelerde sertlik çok önemlidir; abraziv malzeme aşındıracağı malzemedan daha sert olmalıdır. Yumuşak malzemenin sertliği sert malzemenin sertliğinin en az 1/3'ü kadar olmalıdır (Kuş, 2007).

1.2.2.3. Yorulma ve tabakalı aşınma

Adeziv ve abraziv aşınmada sürekli bir temas mevcut iken, çevresel bir temasın söz konusu olduğu durumlarda, farklı bir aşınma mekanizması ortaya çıkmaktadır. Bu tür çevresel temaslar sonucu oluşan aşınma türüne yorulma aşınması adı verilmektedir (Weibull, 1930).

Bir yorulma aşınması türü olan tabakalı aşınma, yüzey pürüzlerinin kayma noktalarında devamlı hareket sonucunda oluşan bir aşınma türüdür. Yüzeyin altında küçük çatlaklar meydana gelebilmektedir. Temas noktasının hemen altındaki üç eksenli basma gerilmesinden dolayı, çatlak çekirdeklenmesi meydana gelir. Devamlı yüklemeler ve deformasyon süreci çatlakların büyümesine ve komşu çatlaklar ile birleşmesine sebep olmaktadır (Varol, 1994).

1.2.2.4. Erozyon ve çarpma etkisiyle aşınma

Eroziv aşınma, katı veya sıvı parçacıkların yüzeye çarpmasıyla oluşan aşınma türüdür. Erozyon aşınması, diğerlerinden farklı olarak malzemenin dayanımına bağlı olmayabilir. Eroziv aşınma, partikülün çarpma açısı, çarpma hızı ve partikül

boyutu gibi birçok parametreye bağlıdır. Örneğin, partikül sert ve katı halde ise abraziv aşınmaya benzer bir yapı ortaya çıkabilir. Eroziv aşınmaya sebep olan partikülün çarpma açısı düşük ise abraziv aşınmaya benzer bir yapı meydana gelirken, yüksek olduğunda malzeme yüzeyinde erozyon oluşur. Çarpan partikülün hızı düşük ise, yüzeyde plastik deformasyon oluşturacak bir gerilme meydana gelmez ve sonuçta statik yorulma gerçekleşir. Ancak çarpma hızı yüksekse, yüzeyde plastik deformasyon oluşur. Çok yüksek çarpma hızlarında, yüzeyde kısmi ergime meydana oluşur. Partikül sertliğinin eroziv aşınma üzerinde etkisi büyüktür. Sert partiküller, yumuşak partiküllere oranla daha çok aşınmaya sebep olmaktadır. Benzer şekilde, partiküllerin keskinliği aşınma hızını artırabilir (Sarıkaya, 2007).

1.2.2.5. Kimyasal aşınma

Kimyasal veya koroziv aşınma, kayma aşınmasının koroziv ortamda meydana gelmesiyle oluşur. Havada en baskın koroziv oksijendir; bu sebeple, havadaki kimyasal aşınma genellikle oksidatif aşınma olarak adlandırılır. Korozyonun kimyasal ürünleri (örneğin oksitler), yüzeyde korozyonu yavaşlatan film tabakasını oluşturur, fakat kayma eylemi gerçekleştiğinde bu film ortadan kalkar ve korozyon devam edebilir. Bu sebeple, kimyasal aşınma hem korozyon hem de mekanik aşınmanın birleşimidir (Sarıkaya, 2007).

1.2.3. Aşınmayı etkileyen faktörler

Aşınmayı etkileyen birçok farklı faktör bulunmaktadır. Aşınmaya en çok etki eden faktörler; malzeme seçimi, sürtünme, yüzeye uygulanan yük, kayma mesafesi, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü şeklinde sıralanabilir.

1.2.3.1. Malzeme seçimi

Aşınma olayı çoğu zaman malzeme seçimi ile yakından ilgilidir. Malzeme seçimi doğru yapılmadığında, beklenen performans elde edilemediği gibi ciddi maddi kayıplara da sebep olabilmektedir (Sarıkaya, 2007).

1.2.3.2. Sürtünme

İki malzeme birbirleri ile temas halinde olacak şekilde konumlandırılıp malzemelerden biri diğer malzeme üzerinde kaydırılmak istendiğinde uygulanan kaydırma kuvvetine zıt yönde bir sürtünme kuvveti meydana gelmektedir. Temas halindeki yüzeylerde sürtünme kuvvetleri güç kaybına, aşınma ise çalışma toleranslarının kötüleşmesine sebep olmaktadır (Blau, 1992).

1.2.3.3. Yüzeye uygulanan yük

Yüzeye uygulanan yük ile aşınmanın genellikle doğru orantılı olarak arttığı deneysel çalışmalar ile gözlenmektedir (Sarıkaya, 2007).

1.2.3.4. Sürtünme mesafesi

Sürtünme mesafesinin artması ile birlikte aşınma miktarında zamana bağlı olarak artış gözlenmektedir (Sarıkaya, 2007).

1.2.3.5. Yüzey sertliği

Dental materyallerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde dikkate alınması gereken önemli unsurlardan biri de sertlik derecesidir. Yüzey sertliği çeşitli fiziksel ve kimyasal faktörlerden etkilenir.

Sertlik, bir materyalin lokal deformasyona karşı koyabilme yeteneğidir (Anusavice, 2003). Materyalin sürekli yükleme veya penetrasyon direnci olarak da tanımlanabilir (O'Brien, 1997). Sertlik testlerinde, bilinen boyutlardaki bir uç, materyalin yüzeyine belli bir kuvvet ve süre ile baskı yapar. Materyalin sertliği, oluşan izin derinliğine veya alanına göre hesaplanır. İz boyutları büyüdükçe

materyalin sertliği azalır, küçüldükçe sertliği artar. Sertlik ölçüm sonuçları, genellikle ‘yük/alan’ formülüne göre ifade edilir (Anusavice, 2003; McCabe, 1990; O’Brien, 2002).

Materyallerin yüzey sertliği; orantı limiti, uzayıp genişleyebilme, şekil verilebilme, çekme ve basma dayanımı gibi özellikleriyle ilişkilidir. Bununla birlikte, materyallerin aşınma direncinin, abrazyon özelliğinin veya dental yapılar veya materyallere karşı abraze olabilme özelliğinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003; Van Noort, 2002).

Sertlik, aşınma direnci ile bağlantılı görülür ve suni diş malzemeleri için en çok incelenen mekanik özelliktir (Loyaga-Rendon ve ark., 2007). Suni dişlerin mikrosertliğini belirlemek için diğer çalışmalara da uygun olarak Vickers sertlik testi kullanılmıştır. Rijit polimerlerin sertliğini incelemeye Vickers geçerli bir cihazdır (Pavarina ve ark., 2003).

1.2.3.6. Yüzey pürüzlülüğü

Tam ve bölümlü protezlerde kullanılan akrilik ve kompozit rezin suni dişlere aşındırma uygulandığında, uygun bitirme ve parlatma işlemleri ile yüzey özellikleri iyileştirilir. Resin kompozitin yüzey kalitesi materyalin yapısal özelliklerine ve parlatma yöntemine bağlıdır (Kakaboura, 2007). Hasta konforu, optimum estetik, ağız hijyeni ve klinik başarı elde etmek için yüzey pürüzlülüğü en aza indirilmelidir (Tholt de Vasconcellos ve ark., 2006).

Parlak ve düzgün bir yüzey, dental materyallerin estetik bir görünüm sağlamaları için çok önemlidir. Ayrıca bu görünümü ağız içinde de uzun bir süre boyunca devam ettirebilmeleri gerekir. Estetik bir görünüm sağlamanın yanında düzgün bir yüzey, renklenmiş tabakanın oluşmasını ve plak retansiyonunu da engeller. Bunların yanında, düzgün bir yüzey sayesinde sürtünme katsayısı düşer ve bu da aşınma oranını azaltabilir (Kakaboura ve ark., 2007; Yılmaz ve Özkan, 2010). Böylece dental materyalin klinik başarısı artar. Yüzey özellikleri ayrıca rezin kompozitler gibi kırılma materyallerin kırılma dirençlerini de etkiler (Kakaboura ve ark., 2007). Düzgün yüzeyli kompozit rezinlerde rezin matris ve inorganik doldurucular homojen aşınmayı engelleyecek sertliktedir (Yılmaz ve ark., 2008). Pürüzlü yüzeyler materyalin bükülme dayanıklılığını azaltır (Bessing ve Wiktorsson, 1993). Oral kavitede, mekanik direnci iyi olmayan dental materyaller çözünmeye uğrayabilirler ve bu da materyalin yüzey pürüzlülüğünü artırır (Yanikoğlu ve ark., 2009).

1.2.4. Suni diş materyallerinin aşınma testinde kullanılan laboratuvar yöntemleri

Diş Hekimliği uygulamalarında posterior dişler çoğunlukla amalgam ve altın alaşımlarıyla, daha sonra da seramik malzemelerle restore edilmiş ve bu malzemeler zaman içinde fazla aşınma göstermemiştir. Araştırmacılar, posterior kompozit rezinlerin kısa bir süre içinde büyük miktarda aşınma gösterdiği 1980'li yıllarda diş malzemelerinin yıpranması sorununun özellikle farkına varmıştır. Ayrıca malzemelerdeki klinik aşınmaların öngörülebilir olması için laboratuvar da uygulanan test yöntemlerini geliştirmeye başlamışlardır (Heintze, 2006).

Endüstri mühendisliğinde, yapay malzemelerin aşınma direnci tipik olarak disk üzerinde pin makineleriyle; cilaların ve diğer kaplama malzemelerinin ise çizilme testleriyle değerlendirilir. 2001 yılında, Uluslararası Standardizasyon Örgütü ISO, iki ve/veya üç gövdeli temasın 8 farklı test yöntemini tanımlayan "Aşınma testi rehberi" hakkında teknik bir şartname yayınlamıştır (ISO, Dental materials, 2001). (Çizelge 1.1.)

Çizelge 1.1. ISO Teknik Şartnamesinde listelenen iki/üç gövdeli aşınma yöntemleri No: 14569-2 (ISO, Dental materials, 2001).

Metod	Materyal	Araç	Hareket	Kuvvet	Siklus sayısı	Referans materyal
DIN	Al ₂ O ₃	Su	Kayma	8-10 MPa	?	PMMA
ACTA	Metal	Darı	Kayma	15 N	200,000	-
Zurich	Doğal Diş Minesi	Su +alkol +diş macunu	Darbe (+kayma)	49 N	1,200,000	Son test
Alabama	Poli-asetal	PMMA partikülleri	Darbe +kayma	75 N	400,000	-
Freiburg	Al ₂ O ₃	Su	Kayma	8 MPa	40,000	PMMA
Minnesota	Doğal Diş	Su	Kayma	13.35 N	500,000	-
OSHU	Doğal Diş Minesi	Haşhaş tohumu / PMMA partikülleri	Darbe (+kayma)	20/70 N	50,000	-
Newcastle	Steatit	Su	Kayma	15 N	10,000	-

Farklı test yöntemleri uyguladığı yüke, devir sayısına ve sıklığına, aşındırıcı ortama, kuvvet tipine ve kayma hareketine göre değişmektedir. Bu testlerin çoğu için bir yeterlilik protokolü ya da test metodu için bir doğrulama prosedürü bulunmamaktadır. Bununla birlikte, hem yeterlilik hem de doğrulama, bir testin standart bir laboratuvar testi haline gelmesi için vazgeçilmezdir (FDA, Health

CfDaR, 2004). Bu nedenle testin tekrarlanabilirliği, doğru test sonuçları elde edebilmenin ön şartıdır (Heintze, 2006).

Dental materyallerin aşınmasını test etmek için kullanılan bir cihazın aşğıdaki özelliklere sahip olması gerekir (Heintze, 2006):

- Kuvvet ve kuvvet darbeleri, 20 N ila 150 N aralığında yeniden üretilebilir ve ayarlanabilir olmalıdır. Tercihen, her malzemenin testi için kalibrasyon gerekmemelidir.
- Uçlar lateral yönde hareket yapabilmelidir.
- Aşınmış parçacıkları, prob ucu ve malzeme arasındaki arayüzden çıkarmak için sabit su değişimi entegre edilmelidir.
- Tüm hareketler bilgisayar kontrolü ile ayarlanabilir olmalıdır.

Araştırmacılar ve üretici firmalar, kırılma dayanımı, elastiklik modülü gibi fiziksel özellikleri ölçebilen cihazlardan ziyade, in vitro aşınmayı simüle eden cihazlara güvenmektedir. Bu cihazlar hem aşınma simülasyonu hem de aşınma analizi için farklı yaklaşımlara dayanmaktadır (Lewis, 1993; Manhart ve ark., 2000; Tyas, 1990).

1.2.4.1. Çiğneme simülatörleri

Bu konu, “Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri” bölümünde detaylı olarak açıklanacaktır.

1.2.4.2. ACTA- Aşındırma cihazı

ACTA- aşındırma cihazı, aşınma testleri arasında dünya genelinde en yaygın kullanılan cihazlardan biridir (Gee ve ark., 1994). ACTA makinesi, 15-20 N kuvvet kullanarak birbirlerine karşı farklı hızlarda dönen iki metal diskten oluşur. Aşındırmada pirinç/darı tohumları kullanılabilir ve makine yağlı sistemden oluşmaktadır (Gee ve ark., 1994).

1.2.4.3. Sabit disk üzerinde aşınma testi yöntemi (Pin-on-disc)

Sabit disk üzerinde aşınma testi; dönen bir disk üzerinde hareket eden bir pin kullanarak kayma sırasında malzemelerin aşındırılmasını sağlar. Aşınma yüzeyinin temas ettiği pin yüzeyi düz veya küresel geometriye sahip olabilir. Sürtünme katsayısı, sürtünme kuvvetinin pinin yükleme kuvvetine oranı ile belirlenir (Micro Photonics Inc, 2005).

1.2.5. Deneyleerde uygulanan aşındırma tipleri

1.2.5.1. İki-gövdeli aşınma

İki-gövdeli aşınma (two-body wear), karşılıklı gelen her iki materyalin yüzeyleri arasında okluzal temas noktalarında meydana gelen aşınma tipidir (Burgess ve ark., 2010).

1.2.5.2. Üç-gövdeli aşınma

Üç-gövdeli aşınma (three-body wear), maksiller ve mandibular dişler arasında çiğneme sırasında bulunan yiyecek parçacıklarının meydana getirdiği aşınma tipidir ve daha çok okluzal temasın olmadığı alanlarda meydana gelir (Burgess ve ark., 2010).

1.2.6. Suni diş materyallerinin aşınma miktarını ölçmek için kullanılan yöntemler

Günümüze kadar suni diş materyallerinin hacimsel kaybının ölçülmesi için mekanik ve taramalı elektron optik yöntemler kullanılmıştır (Krejci ve 1994; Kunzelmann, 1998). 1978'de alçı modellerde doğrudan dolun aşınmasını ölçmek

için temassız dikey ölçüm mikroskobu ile üç koordinatlı bir ölçüm cihazı kullanılmıştır (Heintze, 2006). 1983 yılında, Commodore bilgisayar ve okluzal haritalama için mekanik bir sensör kullanan ilk bilgisayar kontrollü üç koordinat ölçüm cihazı (Roulet ve ark., 1983) tanıtılarak hem in vitro hem de in vivo ölçümlerde kullanılmıştır (Roulet, 1987). Bu sistem mekanik ayarlama için referans noktalara ihtiyaç duymuştur. İlerleyen yıllarda özel referans noktası gerektirmeyen, z-koordinatlarını otomatik olarak ölçen, yeterli bir bilgisayar programına sahip bir test makinesi üretilmiştir (DeLong ve ark., 1985).

1.2.6.1. Profilometre

1991'de mekanik bir sensör (profilometre) tarama prosedürüyle kullanılmış; 3D veri için uygun bir rutin geliştirilmiştir (Neugebauer, 1991). Optik odak sensörü olarak mekanik bir prob kullanmak yerine, optik profilometreler adı verilen geniş bir enstrüman grubu kullanılır. Optik odak algılama sistemlerinin ticari olarak en başarılısı konfokal mikroskoptur. Biyolojik örneklerin yüzeyleri yakın zamanda konfokal mikroskop ile incelenmeye başlanmıştır. Odak konumunda daha belirgin bir ışınlama sinyali elde etmek için nokta kaynağı ve sahte ışığı filtrelemek için dedektörün önüne yerleştirilmiş bir iğne deliği bulunur (Schmit, 2003).

1.2.6.2. 3D lazer tarayıcı

Temel olarak, 3D tarayıcı; bir ışık kaynağından, bir veya daha fazla kameradan ve taranan nesnenin pozisyonunu destekleyen birkaç hareket eksenini, ışık kaynağı ve kameralardan oluşmaktadır. Işık kaynağı nesnenin yüzeyine çizgileri yansıtırken kameralar bu çizgi görüntülerini kaydeder. Temel prensip sadece bir

kamera ile çalışır; iki kamera, tarama hızını, doğruluğunu ve tarama kapsamını iyileştirmektedir (Hollenbeck ve ark., 2012). 3D ölçümler arasında, lazer tarayıcılar; hızı ve net ölçüm özelliği nedeniyle, özellikle tıbbi uygulama alanlarında yerini almış olup, diğer sistemlere göre üstünlüğü kanıtlanmıştır (Ahn, 2017).

1.3. Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri

Restoratif materyallerin uzun dönem başarılarının tespit edilmesi için yapılan in vitro deneylerde, ağız içi koşullar laboratuvar ortamında taklit edilmektedir. Ağız ortamı, protezlerin yorulmaya bağlı başarısızlıklarına neden olabilen tüm faktörleri içerir. Dental restorasyonların uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verileri için uzun dönem klinik araştırmalar gerekmektedir. Bu da parametrelerin standardize edilmesi konusunda güçlükler ortaya çıkarır ve yüksek maliyet gerektirir (Florian ve ark., 2012). Ağız içi koşulların gerçeğe yakın taklit edilmesi ile zaman ve materyalden tasarruf edilmektedir. Yorulmanın test edilebilmesi amacıyla örneklere, özelleştirilmiş frekans, kuvvet ve stres uygulayabilen birçok alet geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları klinik ortama çok daha fazla yakın olması amacıyla, test ortamlarına ilave nem ve kontrollü sıcaklık da uygulayabilmektedir (Kern, 1993). Sulu ortama maruz kalmak dental materyallerin mekanik özelliklerini etkilemektedir (Florian ve ark., 2012). Bu nedenle laboratuvar ortamında yapılan araştırmalar, termal değişkenlikleri yansıtmak durumundadır (Bulut ve Atsü, 2016).

1.3.1. Bekleme ile yaşlandırma

En sık kullanılan yapay yaşlandırma tekniği olan bekletme ile yaşlandırma yönteminde örnekler, 37 C° de suda belli bir süre bekletilmektedir. Bu süre birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun olabilir. Çoğu çalışma, bağlanma kuvvetlerinde kısa bir bekleme süresinden sonra bile azalma olduğunu göstermiştir (De Munck ve ark., 2003). Bağlanma kuvvetlerindeki azalma, rezin veya kollajenin hidrolizle yıkımına bağlıdır. Ayrıca su, polimerize matrikse infiltre olarak mekanik özelliklerinin azalmasına neden olur. Artık monomerler de bağlantıyı zayıflatır (Hashimoto ve ark., 2002; Santerre ve ark., 2001).

1.3.2. Isısal siklus ile yaşlandırma

Bu yaşlandırma yönteminde; suda uygulanan 5-55 C° arasında 1000 siklus 1 yıllık oral fonksiyona karşılık gelmektedir. Etki mekanizması iki yolla olur; sıcak su , rezin veya kollajenin hidrolizini hızlandırır. Su alımı ve yıkım ürünlerinin veya zayıf polimerize olmuş rezin oligomerlerinin atılmasına neden olur (Hashimoto ve ark., 2002). Restoratif materyal, dişle kıyasla yüksek büzülme/genleşme katsayılarına sahiptir. Tekrarlayan büzülme ve genleşme diş ile materyal ara yüzü boyunca çatlaklar oluşmasına neden olur. Bu çatlaklar boşluklara dönüşerek oral sıvıların içeri ve dışarı hareketine izin verir (Gale ve Darvell, 1999).

1.3.3. Okluzal yükleme ile yaşlandırma

İn vitro testler uygulanırken en doğru sonucu alabilmek için çiğneme sistemini mümkün olduğunca yansıtmak gerekir. Bireylerde ısırma kuvvetleri geniş bir aralığa sahiptir. Çiğneme ya da yutkunma sırasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ile 120 N arasında değişmektedir (Bates ve ark., 1976; Kohyama ve ark., 2004). Maksimum ısırma kuvveti ön bölgede 190 N ile 290 N arasında olurken, arka bölgede 200 N dan 360 N'a kadar çıkabilmektedir (Fontijn ve ark., 2000; Morneburg ve Proschel, 2002). Isırma işlemi esnasında kaslardaki aktivasyon yaklaşık her yarım siklus için 0.2-1.5 Hz frekans aralığındadır (Kohyama ve ark., 2004; Baltzer, Kaufmann-Jinoian, 2002). Çiğneme sistemini taklit eden bir cihazın tek veya çoklu ekseninde hareket ederken, önceden belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar ile materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Araştırmalara göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000-250.000 adet siklus bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmalarda kullanılan, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 siklus sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğerdir (Heydecke ve ark., 2001; Florian ve ark., 2012).

Piyasada farklı amaçlarla üretilen birçok çiğneme simülatörü bulunmaktadır. Çalışmalarda en yaygın kullanılan dual akslı çiğneme simülatörü, su haznesi bulunan, farklı kuvvetler uygulayabilen, ikili ve sekizli çeşitleri olan bir cihazdır (Martin ve ark., 2009). Sekizli çiğneme simülatörü uzun zamanadır klinik öncesi testlerde kullanılmaktadır (Martin ve ark., 2009; Heintze ve ark., 2006). Çiğneme simülatörü ayarlanması kolay bir cihazdır. En önemli özelliği, haznelerine ayrı ayrı örnekler yerleştirilerek, aynı anda tüm örneklere belirli bir kuvvet uygulanmasına olanak sağlamasıdır. Bir diğer önemli özelliği termal siklusun kullanıcı tarafından ayarlanabilmesidir (Martin ve ark., 2009; Heintze ve ark., 2006).

Dual akslı çiğneme simülatörü çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir alettir. Plastik örnek tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, çiğneme simülatöründeki karşıt mekanizma çalışmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çiğneme siklusunu yerine getirir. Antagonist olarak çeşitli materyallerden ve çaplardan yapılmış uçlar vardır (Heintze ve ark., 2006; Martin ve ark., 2009). Simüle edilen çiğneme siklusu, test sırasında kuvvetlerin döngüsel olarak oluşturulabilmesi amacıyla bilgisayar tarafından kontrol edilir. 1.3-1.8 Hz'lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir (Kohyama ve ark., 2004; Martin ve ark., 2004; Yu-seok ve ark., 2010). Çiğneme simülatöründe çeşitli ağırlık ve sikluslarla örneklere yüklemeler yapılabilmektedir. Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49 N'luk bir kuvvet uygulanır (Fontijn ve ark., 2000).

1.3.4. Kırılma dayanıklılığı

Kırılma dayanımı, materyalin çatlak yayılımına direncinin ölçülmesidir. Materyalde, çatlağın başlaması ve yayılması incelenir. Kırılma dayanıklılığı; numunenin geometrisine, yüzey pürüzlülüğüne ve test konfigürasyonu gibi faktörlere bağlı olmakla birlikte, materyalin yapısal özelliği olduğundan test tipinden bağımsız sonuçlar da verebilir (De Munck ve ark., 2003).

1.3.5. Yorulma direnci

Yorulma, materyalin kırılma gücünün altında tekrarlayan kuvvet uygulamalarından sonra, mekanik özelliklerde oluşan azalmadır. Bu siklusların her

biri tek başına yıkıma neden olmaz; fakat zamanla büyüyen çatlaklar oluşturarak marjinal bozulmaya ve restorasyon kaybına neden olur. Yorulma testleri, materyal ve ara yüzün çok sayıda siklustan sonra çatlak oluşumuna dayanımı hakkında bilgiler verir (Baran ve ark., 2001).

1.3.6. Sızıntı

Mikrosızıntı; bakteriler, sıvılar, moleküller ve iyonların kavite duvarı ve restoratif materyal arasından geçişidir. Mikrosızıntıyı tespit etmek için; in vitro olarak organik boya penetrasyon ve kantitatif metot olan sıvı ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Morfolojik olarak çok küçük gümüş iyonlarının infiltrasyonu ile gözlenebilir. Boya penetrasyonu ve konfokal lazer tarayıcı mikroskop ile kantitatif olarak ölçülebilir (De Munck ve ark., 2005).

1.4. Tezin Amacı

Çalışmamızda; hareketli protezlerde kullanılan aynı ve farklı suni diş materyallerinin birbiri üzerindeki aşındırma potansiyallerinin ağız ortamını taklit eden çiğneme simülatörü yardımıyla değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda; 2 farklı materyalden (izosit ve nanohibrit kompozit) üretilen hareketli protez suni diş materyallerinin dual akslı çiğneme simülatöründeki 3 boyutlu volümetrik hesaplama, ölçüm ve kantitatif aşınma potansiyelleri değerlendirilmiştir.

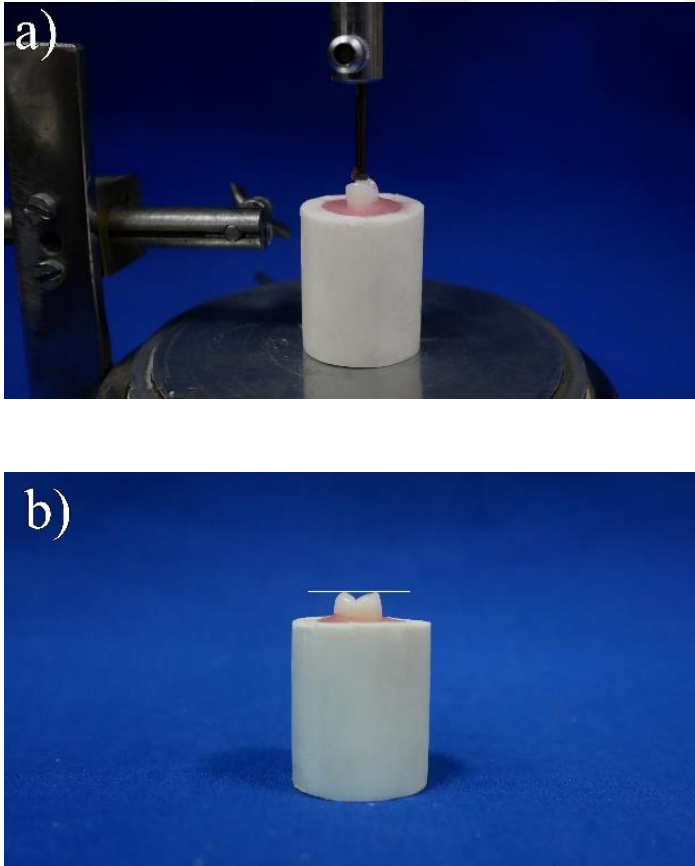
Çalışmada kullanılan suni diş materyalleri; temel sürtünme elemanı ve antagonist sürtünme elemanı olmak üzere 2 gruba ayrılmış; her grupta 10'ar örnek olmak üzere toplam 60 örnek hazırlanmıştır:

1. Değerlendirilen suni diş materyalleri: İzosit (SR Orthosit PE, Lot 28578; Ivoclar Vivadent AG, Italy) ve Nanohibrit kompozit-NHK (SR Phonares II, Lot TP1444, Ivoclar Vivodent AG, Italy).
2. Antagonist suni diş materyalleri: İzosit (SR Orthosit PE, Lot 28578; Ivoclar Vivadent AG, Italy), Nanohibrit kompozit-NHK (SR Phonares II, Lot TP1444, Ivoclar Vivodent AG, Italy) ve porselen (Synoform Lumin Vakuum, Lot M6; Germany).

2.1. Suni Diş Örneklerinin Hazırlanması

Örnekler kendi içinde aynı şekil ve boyutta anatomik suni dişlerden seçilmiş; dual akışlı çiğneme simülatörünün bir çenesinde üst premolar diğer çenesinde ise alt premolar dişler kullanılmıştır.

Paralelometre (Degussa, Germany) kullanılarak premolar dişlerin bukkal ve palatinal tüberkülleri aynı seviyede olacak şekilde ve plastik kalıplar içinde otopolimerizan akrilik rezin (Meliodent; Kulzer GmbH, Hanau, Germany) tutuculara gömülmüşlerdir (Şekil 2.1.).



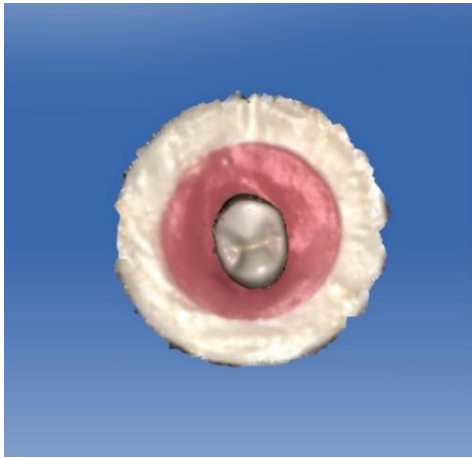
Şekil 2.1. Akrilik tutuculara gömülen suni diş örneği. **a)** Örneğin paralelometre yardımıyla akrilik bloktaki görüntüsü. **b)** Suni dişin bukkal ve palatinal tüberküllerinin akrilik bloktaki hizalanmış görüntüsü.

2.2. Suni Diş Örneklerinin Yüzeylerinin Hazırlanması

Volümetrik aşınmanın değerlendirileceği yükleme alanını elde etmek için suni diş örnekleri silikon karbid kağıtlar (2500- and 4000 -grade Silicone Carbide paper; Buehler GmbH, Düsseldorf, Germany) kullanılarak ıslak ortamda aşındırma ve polisaj işlemi uygulanmıştır. Aşındırma işlemi; bukkal tüberkül üzerinde yaklaşık 2x3 mm genişliğinde ve 0.5 mm derinliğinde, bir alan oluşturacak şekilde ve kumpas yardımıyla ölçülerek gerçekleştirilmiştir.

2.3. Suni Diş Örneklerinin Hacimlerinin Aşınma Deneyinden Önce Ölçülmesi

Akrilik tutuculara yerleştirildikten sonra bukkal tüberküllerinde düz yüzey elde edilen suni dişlerin çiğneme simülatörüne yerleştirilmeden önceki boyutları 3D lazer tarama cihazı (PC AC Omnicam, model no: 6390327, Germany) kullanılarak ölçülmüştür (Şekil 2.2.).



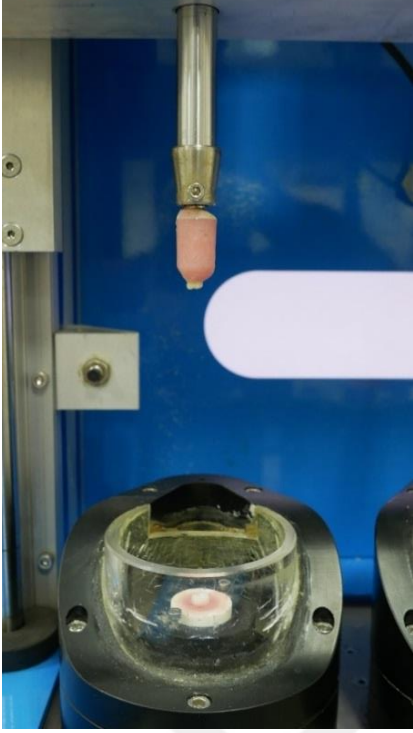
Şekil 2.2. Yüzey hazırlığı tamamlanan suni diş örneğinin 3D lazer tarama cihazındaki okluzalden görünümü.

2.4. Suni Diş Örneklerinin Çiğneme Simülatöründe Test Edilmesi

Aşındırma işleminde; antagonist olarak mandibular 1. premolar suni dişlerin bukkal tüberkülleri kullanılmıştır. Her temel ve antagonist sürtünme elemanı karşılıklı olarak çiğneme simülatörüne (Esetron, Smart Robotechnologies, Ankara, Turkey) monte edilmiş (Şekil 2.3.) ve 600.000 devirle yüklenmiştir. Aşınma testinin parametreleri, çizelge 2.1.'de listelenmiştir. Her bir antagonistin yük ağırlığı 5 kg'dır ve 49 N'luk etkili bir yükleme kuvvetine eşdeğerdir. Örnekler; ağız içi sıcaklığına uygun distile su ortamında test edilmiştir. Simüle edilen çiğneme hareketinde vertikal hareket 6mm, horizontal hareket 0.3 mm olarak ayarlanmıştır.

Çizelge 2.1. Simüle edilen çiğneme testindeki parametreler.

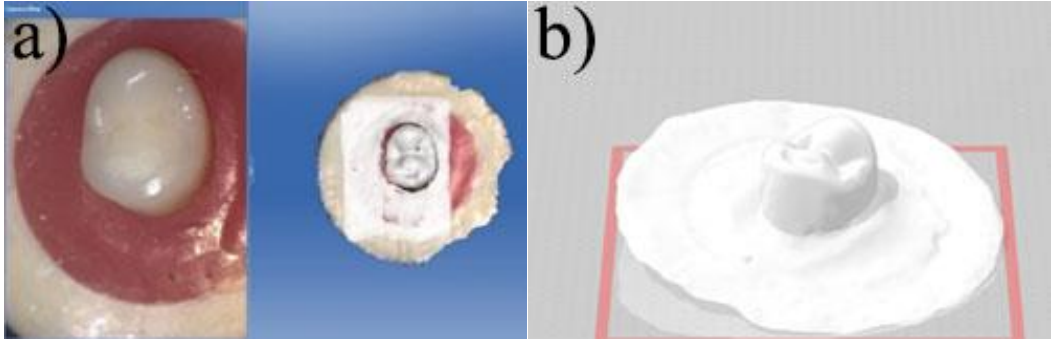
Sıcaklık	35.6 °C
Vertikal Hareket	6 mm
Artan Hız	55 mm/s
Azalan Hız	30 mm/s
Örnek Ağırlığı	5 kg
Kinetik Enerji	2250 x 10 ⁻⁶ J
Horizontal Hareket	0.3 mm
İleri Hız	30 mm/s
Geri Hız	55 mm/s
Siklus Frekansı	1.3 Hz



Şekil 2.3. Suni diş örneklerinin çiğneme simülatöründe yüklenmiş görüntüsü.

2.5. Suni Diş Örneklerinin Hacimlerinin Aşınma Deneyinden Sonra Ölçülmesi

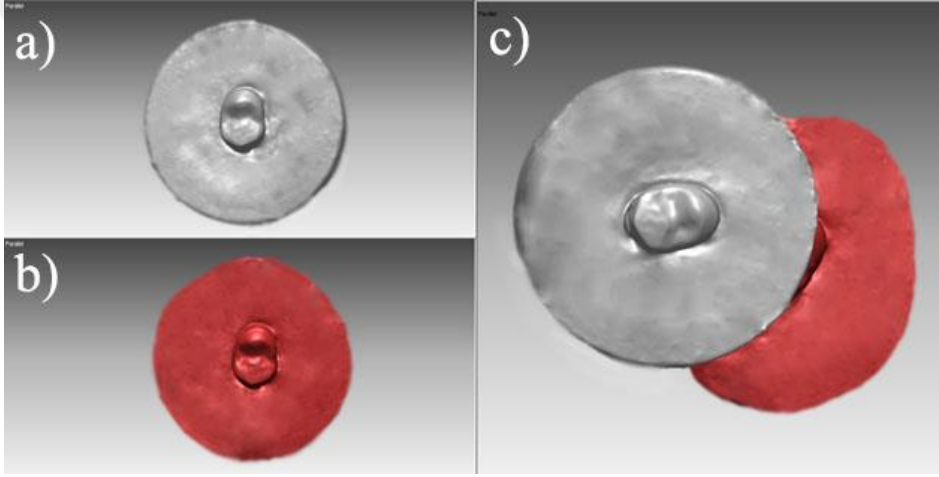
Aşındırma işlemi tamamlanan örneklerin görüntüleri 3D lazer tarama cihazı ile tekrar taranarak kaydedilmiştir (Şekil 2.4.).



Şekil 2.4. Suni diş örneklerinin 3D lazer tarama cihazındaki görüntüsü (a). stl görüntüsü (b).

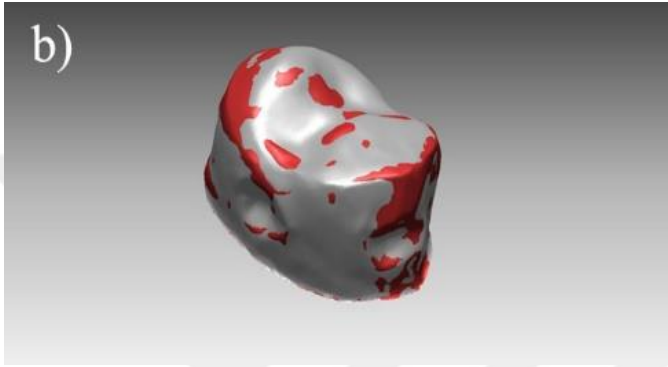
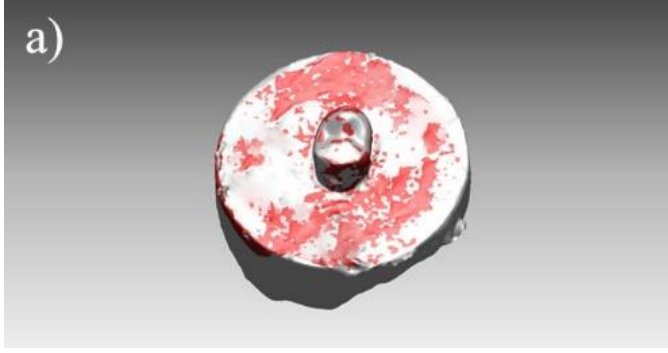
2.6. Elde Edilen Görüntülerin Çakıştırılması ve Sonuçların İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Suni diş örneklerinin aşındırma öncesi ve aşındırma sonrası olmak üzere 2 farklı görüntüsü stl formatında kaydedilmiş; bu iki görüntü arasındaki volümetrik fark çakıştırma yapılarak değerlendirilmiştir. Aşındırma öncesi elde edilen model sabit kabul edilerek, aşındırma sonrası elde edilen diğer model ile VrMesh (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) yazılımında üst üste çakıştırılmıştır (Şekil 2.5.).

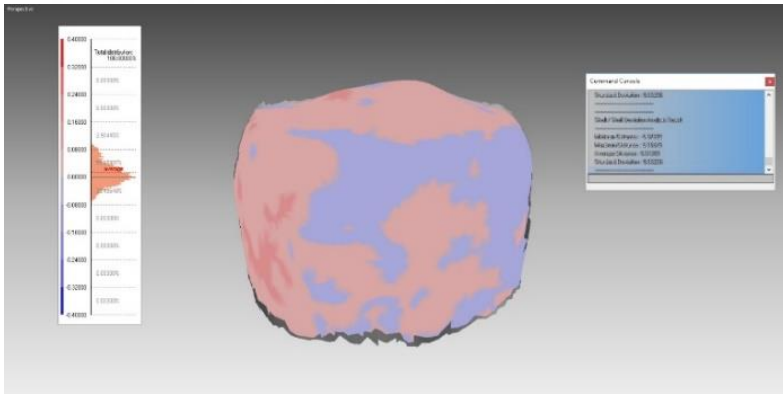


Şekil 2.5. Aşındırma öncesi elde edilen model (a) sabit kabul edilerek, aşındırma sonrası diğer model (b) ile VrMesh yazılımında üst üste çakıştırılmıştır (c).

Çakıştırılan modeldeki suni diş örneğinin görüntüsü alt akrilik tutucudan kesilerek ayrılmış; hacim ve sapma değerlerini hesaplamak için hazır hale getirilmiştir (Şekil 2.6.). Suni diş örneğinde sapma ve hacim ölçümü yapılırken, bukkal tüberküldeki yükleme ve ölçüm alanı ile çevresi dikkate alınmıştır.



Şekil 2.6. Çakıştırma yapılan suni diş örneğinin akrilik tutucu ile birlikte (a) ve akrilik tutucudan ayrıldıktan sonraki (b) görüntüsü.



Şekil 2.7. Maksimum ve minimum hacim değerleri arasındaki sapma.

Yüzey üzerinde maksimum, minimum, ortalama ve standart mesafeler ölçülmüş (Şekil 2.7.); öncesi ve sonrası volümetrik değerler uygun bir çizelgede (Excel 2018 for Windows; Microsoft Corp, Redmond, Wash) hesaplanmıştır.

Suni dişlerin aşınma potansiyellerini volümetrik olarak değerlendirdiğimiz çalışmamızda; temel ve antagonist sürtünme materyali olmak üzere 2 faktör bulunduğundan, aşınma sonuçları 2 Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi (ANOVA) tekniği ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Sadece karşı sürtünme elemanı faktörünün seviyelerinin ortalamaları arasındaki farklardan en az ikisi istatistiksel olarak önemlidir ($p < 0.05$). Temel sürtünme elemanı ve iki faktörün karşılıklı etkileşimi ise istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır ($p > 0.05$). Hangi antagonist sürtünme materyal/lerin ortalamaları arasındaki farkların önemli olduğunun çoklu karşılaştırması Tukey HSD oklu karşılaştırma testi kullanılarak değerlendirilmiştir.



3. BULGULAR

İzosit ve NHK protez suni dişlerinin izosit, NHK ve porselen suni diş materyalleri karşısındaki aşınma potansiyellerini değerlendirdiğimiz çalışmamızda, her grupta 10'ar örnek olmak üzere toplam 60 örnek hazırlanmış; aşınma değerleri mm³ cinsinden hesaplanmıştır. Antagonist materyal olarak izosit ve porselenin kullanıldığı gruplarda, test yönteminin yapısı gereği birer örnek için hesaplanan ortalama aşınma değeri; diğer örneklerle göre belirgin farklılık göstermiş ve hesaplama dışında bırakılmıştır. Çalışmamızda; temel sürtünme elemanı (izosit ve NHK) ve antagonist materyal (izosit, NHK ve porselen) olmak üzere 2 faktör bulunduğundan, aşınma değerleri 2 Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi (ANOVA) tekniği ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar için tanıtıcı istatistikler çizelge 3.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Aşınma değerlerinin (mm³) tanıtıcı istatistikleri.

ANTAGONİST MATERYAL	TEMEL MATERYAL	TOPLAM HACİM FARKI (mm ³)					
		n	Ortalama	Ortalamanın Standart Hatası	Standart Sapma	En Düşük	En Yüksek
İzosit	İzosit	10	199,08	29,82	94,29	105,44	368,50
	NHK	9	222,40	31,59	94,78	113,30	356,71
	Toplam	19	210,13^A	21,25	92,63	105,44	368,50
NHK	İzosit	10	217,95	26,06	82,40	109,42	355,72
	NHK	10	197,09	33,35	105,48	105,83	443,66
	Toplam	20	207,52^A	20,73	92,74	105,83	443,66
Porselen	İzosit	10	462,85	32,99	104,29	297,71	623,18
	NHK	9	479,34	37,78	113,35	306,57	621,35
	Toplam	19	470,66^B	24,30	105,93	297,71	623,18

Çizelge 3.2. Aşınma değerlerinin karşılaştırılmasının yapıldığı 2 yönlü ANOVA sonuçları.

Varyasyon Kaynakları	SS	DF	MS	F	P-Value
Temel Materyaller	578	1	578	0,0585	0,810
Antagonist materyaller	875108	2	437554	44,2836	0,000
Temel materyal* antagonist materyal	5547	2	2774	0,2807	0,756
Error	513798	52	9881		

Sadece antagonist materyal faktörünün seviyelerinin ortalamaları arasındaki farklardan en az ikisi istatistiksel olarak önemli olduğu ($p < 0,05$) çizelge 3.2’de gösterilmektedir. Temel materyaller ve iki faktörün karşılıklı etkileşimi ise istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır ($p > 0,05$). Hangi antagonist materyal/lerin ortalamaları arasındaki farkların önemli olduğunun çoklu karşılaştırması Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi kullanılarak değerlendirilmiştir (Çizelge 3.1).

Antagonist materyaller arasında; porselen en yüksek aşınma değerlerine neden olmuştur ($p < 0,05$). Antagonist materyal olarak izosit veya NHK kullanıldığında aşınma değerleri açısından fark görülmemiştir ($p > 0,05$). Benzer (izosit- izosit ve NHK-NHK) kombinasyonların oluşturulduğu gruptaki aşınma değerleri; farklı (izosit- NHK, NHK- izosit) kombinasyonlardakine göre daha düşük gibi görünse de; farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır ($p > 0,05$).

4. TARTIŞMA

Dişlerin aşınma direnci sıkça araştırılan bir konudur. Aşınmayı in vitro olarak değerlendirmek amacıyla birçok farklı test yöntemi (Heintze, 2006; Heintze, 2009) kullanılmış ve zaman zaman çelişkili sonuçlar yayınlanmıştır (Ghazal ve ark., 2008). Klinikte, doğal diş ya da restorasyonlarda meydana gelen aşınmanın birçok sonucundan söz etmek mümkündür. Aşınan doğal diş ya da restorasyon estetik olarak kötü bir görünüme neden olabileceği gibi temporomandibular eklem (TME) bozukluklarına ve çiğneme etkinliğinde azalmaya da neden olabilir. Öte yandan, okluzal aşınmanın stomatognatik sistem üzerindeki biyolojik sonuçları incelendiğinde; TME’de kas ağrısı veya fonksiyon bozukluğuna yol açtığına dair çok az kanıt vardır (Bernhardt ve ark., 2004; Carlsson ve ark., 2002; Genco, 1996; Gesch ve ark., 2004; John ve ark., 2002; Seligman ve ark., 1988). Stomatognatik sistem son derece uyumlu olduğundan aşınma nedeniyle meydana gelen ciddi okluzal kayıplarda bile ileri derecede problemlerin yaşanmadığı gözlenmiştir. Bununla birlikte aşınma ciddi estetik problemlere yol açabilir ve yapılan çalışmalara göre restorasyonların en sık yenilenme nedeninin estetik problemler olduğu sonucuna varılmıştır (Smith ve Robb, 1996).

Suni diş materyallerinin aşınan parçacıklarının, soluma ve yutma durumlarında biyolojik/toksikolojik etkilerinin olabileceği düşünülmektedir. Aşınan malzemenin nasıl temizleneceği, malzeme bileşenlerinin olumsuz etkileri, neden olduğu kimyasal reaksiyonlar gibi sistemik etkileri hakkında çok az şey bilinmektedir. Aşınmış kompozit monomer bileşenlerinin, karaciğer, böbrek ve bağırsak hastalıklarına neden olabildiği düşünülmektedir (Gatti ve Rivasi, 2002; Gatti, 2004). Bununla birlikte aşınan parçaların hasta için sağlık riski oluşturduğuna dair hiçbir bilimsel kanıt yoktur (Peschke ve ark., 2007).

Çalışmamızda, hareketli protezlerde kullanılan suni diş materyallerinin, aşınma potansiyellerini değerlendirmek amacıyla, suni diş örnekleri; ağız ortamını taklit eden çiğneme simülatöründe, aynı ve farklı materyal kombinasyonlarıyla karşılıklı olarak oluşturulan gruplarda, aşındırma işlemine tabi tutulmuştur. Hareketli protezlerde kullanılan suni dişlerde görülen aşınma ve beraberinde gelen birçok klinik sorunu çözebilmek için bu çalışmanın sonucunda elde edilecek bulguların önemli olacağı düşünülmektedir.

Aşınma, tipik olarak yavaş ilerler ve birçok hasta faktörüne bağlıdır; diş fırçalama/diş macunu, diyet alışkanlıkları, regurjitasyon, tükürük akışı azalması, posterior diş desteğinin olmaması ve parafonksiyonel alışkanlıklara bağlı olarak değişebilir (Hirano ve ark., 1998). Genel olarak doğal dişler ile suni dişlerin aşınma davranışları benzer olmalıdır. Ayrıca, herhangi bir restoratif materyal mineye karşı aşındırıcı olmamalıdır (Lambrechts ve ark., 1989). Doğal diş ve suni dişlerin yüzey sertliklerinin farklı olması yumuşak olan yüzeyin daha hızlı aşınması ile sonuçlanabilir. Suni dişlerde aşınma davranışlarının incelendiği daha önce yapılan birçok çalışmada doğal dişler kullanılmıştır (Ghazal ve ark., 2008; Ghazal ve Kern, 2009; Stober ve ark., 2010). Bununla birlikte, doğal diş yapısının kullanılmasının dezavantajı; aşınma davranışında bireysel farklılıkların gözlenmesidir. Çalışmamızda; standardizasyonun sağlanamaması ve suni dişlerin yine suni dişler üzerinde aşınma potansiyellerinin araştırılmasının amaçlanması nedenleriyle doğal dişler kullanılmamıştır.

Suni diş imalatında kullanılan malzemeler aşınma direncini büyük ölçüde belirlemektedir. Günümüzde suni dişler, malzemenin kalıba robotik olarak yerleştirilmesi, enjeksiyonla kalıplama, öğütme, transfer kalıplama veya püskürtme döküm gibi ticari olarak optimize edilmiş işlemlerle üretilmektedir (Robison ve ark., 2016). Bu prosedürler; tıpkı malzeme bileşimi, imalat sırasında uygulanan bitim ve polisaj işlemleri gibi suni dişlerin aşınma davranışını etkilemektedir (Preis ve ark., 2018).

PMMA, hareketli protez yapımında ucuz olması, kolay uygulanması, kaideye kimyasal olarak bağlanması gibi avantajları nedeniyle en sık kullanılan materyaldir. Reis ve arkadaşları (2008), üç farklı PMMA yapıda suni diş materyalinin aşınmasını karşılaştırmış; geliştirilmiş PMMA dişlerinin iyi bir aşınma direncine sahip olduğunu doğrulamıştır. Whitman ve arkadaşları da (1987) inorganik ajanların eklenmesiyle geliştirilen polimer yapıda suni dişlerin geleneksel PMMA'dan daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte diğer klinik çalışmalar; geleneksel PMMA dişleri ve geliştirilmiş akrilik dişlerin aşınma karakterleri arasında önemli farklılıklar bulamamıştır (Ghazal ve ark., 2008; Jooste ve ark.,1997; Lindquist ve ark., 1995; Ogle ve Davis, 1998).

Mello ve arkadaşlarının (2009), metal ve kompozit antagonistlere karşı farklı yapıda akrilik suni dişlerin aşınma potansiyellerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, çift çapraz bağlı PMMA, hem metalik hem de kompozit antagonistler için en küçük aşınma ortalama değerlerini göstermiştir. İnorganik dolduruculu akrilik polimer, test edilen diğer tüm gruplar arasında metalik antagonistlere karşı en yüksek ortalama aşınma değerlerini sunarken, kompozit antagonistlere karşı küçük değerler göstermiştir. Bu durumun, her iki suni dişin aynı polimer tipine dayanmasıyla doğrulanabilecek farklı bir tipte bir etkileşim olmasından kaynaklanabileceği belirtilmiştir. Suzuki ve arkadaşları (2004), konvansiyonel akrilik rezin, kompozit rezin ve yüzeyi silan-SiO₂ ile modifiye edilmiş akrilik rezin suni dişlerin, bir yıllık klinik performansını araştıran bir deneyde materyallerin her biri farklı aşınma değerleri göstermişlerdir. Her malzemede aşınma bölgelerinin derinliğinin sertliği ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir. Çalışmaların sonuçlarına göre inorganik dolgu maddeleri kullanılan suni dişler, doğal dişlere yakın aşınma değerleri göstermişlerdir.

Akrilik rezin yapıda suni dişlerin, diğer suni diş materyallerinden daha fazla aşındığı daha önceki çalışmalarda in vitro ve in vivo olarak gösterilmiştir (Abe ve ark., 1997; Ghazal ve ark., 2008; Hirano ve ark., 1998; Suzuki ve Tamura, 2002;

Suzuki, 2004; Whitman ve ark., 1987). Bu nedenle çalışmamızda akrilik rezin yapıda suni dişler değerlendirilmemiştir.

Diğer tüm dental materyaller arasında kompozit rezinler, belirli bir aşınma modeli göstermektedir. Aşınma direncindeki iyileşmeler, restoratif veya veneer kompozitlerde yapıldığı gibi inorganik dolgu bileşenleri uygulanarak sağlanabilir. Ancak artan güç ve sertlik, dayanıklılığı etkileyebilir (Hao ve ark., 2014). Sert ve kırılma malzemeler artan çatlak büyümesi, yorgunluk veya diğer uzun süreli bozulma etkilerine neden olabilir (Heintze ve ark., 2016; Munshi ve ark., 2017). Bu nedenle; yüksek dayanıklılığa sahip kompozit dişler daha yüksek aşınma direnci gösterebilir, ancak özellikle implant destekli protezlerde kırılmaya yatkın olabilirler (Preis ve ark., 2018).

Konvansiyonel akrilik rezin, çift çapraz bağlantılı akrilik rezin, doldurucusuz kompozit rezin ve nanofil kompozit rezin yapıda suni diş materyallerinin ACTA aşınma cihazında değerlendirildiği bir çalışmada (Stober ve ark., 2010), dolgu maddesi partiküllerinin tipinin ve boyutunun, aşınma davranışını etkilediği doğrulanmış ve bu sonuç diğer çalışmaları desteklemiştir (Frankenberger ve ark., 2005; Reich ve ark., 2004; Schwartz ve Söderholm, 2004).

Kompozit yapıda suni diş materyallerinin, bireysel grupları içinde aşınma davranışları açısından farklılıklar bulunabildiği belirtilmiştir. Özellikle, nanofil kompozit rezin suni dişlerin aşınma değerleri daha önce yapılan çalışmalarda farklı değerler göstermiştir (Ghazal ve ark., 2008; Stober ve ark., 2010). Yapılan bir çalışmada, test edilen kompozit rezin suni dişlerindeki inorganik dolgu maddelerinin ağırlıkça yüzdesi, %5 ile %45 arasında değişmektedir. Bulgulara göre en yüksek dolgu içeriğine sahip malzemenin en yüksek aşınma direncine sahip olduğu sonucuna varılmıştır (Bayne ve ark., 1992; Condon ve Ferracane, 1997).

Ghazal ve Kern (2009), farklı yapıda suni diş materyallerini, doğal diş yapısında antagonistlere karşı değerlendirdikleri bir çalışmada, nanofil kompozit dişlerin akrilik rezinlere göre daha fazla aşınma direncine sahip olduğunu göstermiştir. Ghazal ve Kern (2009), nanofil kompozit dişlerin aşınma direncini doğal dişler ile karşılaştırmış, doğal diş yapısında daha az aşınma olduğunu ortaya koymuştur. Ghazal ve arkadaşları (2008), feldspatik seramik, nanofil kompozit rezin ve akrilik rezin dişleri değerlendirdikleri başka bir çalışmada; nanofil kompozit rezin yapıda suni dişlerin sergilediği aşınma direncinden ötürü, tam protez ve bölümlü protezler için daha uygun olduğunu belirtmişlerdir. Stober ve arkadaşlarının (2010), akrilik, geleneksel doldurucu kompozit ve nanofil kompozit yapıda suni diş materyallerini değerlendirdikleri bir çalışmada; geleneksel doldurucu kompozit dişler nanofil dişlere göre daha az aşınma göstermişlerdir. Nanofil kompozit rezin, daha önceki çalışmalarda (Ghazal ve ark., 2008; Ghazal ve Kern, 2009; Stober ve ark., 2010) başka farklı suni diş materyalleri ile aşınma potansiyeli açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirildiğinden çalışmamızda yer almamıştır.

UDMA mikro doldurucu (izosit) suni diş materyallerinin, yüksek çapraz bağlantılı PMMA dişlerle karşılaştırıldığı bir çalışmada; izosit yapıda bulunan dişler %40 ile %50 daha az aşınma göstermiştir (Abe ve ark., 2001; von Fraunhofer ve ark., 1988; Winkler ve ark., 1992). Kamonwanon ve arkadaşları (2015), yüzeyi modifiye edilmiş akrilik rezin ve mikro doldurucu izosit rezin suni dişlerin aşınma değerlerini karşılaştırmış ve istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. İzosit yapıda suni dişler, PMMA dişlere göre daha iyi aşınma direncine sahip olsa da Suzuki ve arkadaşları (1990), kaideye yapışma kuvvetinin zayıf ve daha kırılğan olduğunu göstermişlerdir. Takahashi, ve arkadaşları ise (1990), izosit yapıda suni dişlerin daha poröz bir yapısının olduğunu ve daha kolay renklendiğini belirtmişlerdir. İlerleyen yıllarda boyanma ve aşınma direnci yüksek, parlatılabilir özellikte nano-kompozit suni dişler geliştirilmiştir (Ghazal ve ark., 2008). 2009 yılında, NHK protez dişleri (SR Phonares; Ivoclar Vivadent) piyasaya sunulmuştur. NHK suni diş materyalinin konvansiyonel PMMA, güçlendirilmiş PMMA ve çift çapraz bağlı akrilik yapıda suni dişlerle karşılaştırıldığı bir poster sunumunda; NHK daha az dikey hacim kaybı

göstermiştir (Hahnel, 2010). Başka bir poster çalışmasında ise; NHK, konvansiyonel PMMA, güçlendirilmiş PMMA ve izosit yapıda suni dişler ile karşılaştırılmış; NHK ve izosit yapıda suni dişler aşınma direnci ve su geçirmezlik açısından benzer bulunmuştur (Latta ve Shaner, 2010; Suzuki ve ark., 1999). NHK suni diş materyalinin aşınma davranışlarını değerlendiren sınırlı sayıda çalışma vardır (Munshi ve ark., 2017). Bu nedenle çalışmamızda; NHK suni dişlerin aşınma potansiyeli; geleneksel PMMA ve nanofil rezin dişlere göre daha az aşındığı bilinen izosit (Abe ve ark., 2001; Stober ve ark., 2010; von Fraunhofer ve ark., 1988; Winkler ve ark., 1992), ile kıyaslanarak değerlendirilmiştir.

Porselen suni dişler aşınmaya en dirençli materyaller olarak kabul edilmiştir (Ghazal ve ark., 2008). Kırılgan yapıları, ısı genleşme katsayısı ve yüksek elastikiyet modülünün uyumsuzluğu nedeniyle, porselen dişlerin protez tabanından ayrılması ve kırılması rezin dişlere göre daha muhtemeldir (Ogle ve Davis, 1998; Zeng ve ark., 2005). Ayrıca, PMMA ve kompozit rezinlerin aşınma davranışları açısından porselen suni dişlerden daha antagonist dostu oldukları düşünülmektedir (Ratledge ve ark., 1994; Wassel ve ark., 1994; Yip ve ark., 2004). Akrilik ve kompozit rezin dişlerin, doğal dişler üzerinde feldspatik seramik dişlerden daha az aşındırıcı olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir (Elmaria ve ark., 2006; Lambrechts ve ark., 2006). Ghazal ve arkadaşları (2008), steatit yapıda antagonistlere karşı rezin ve porselen suni dişlerin aşınmasını inceledikleri bir çalışmada porselenin doğal diştten daha az aşındığını göstermişlerdir. Bu durum steatitin, doğal dişlerle benzer sertlik ve aşınma değerleri göstermesi ile açıklanabilir (Wassell ve ark., 1994).

Porselenin aşınma direncinin klinikte kullanılan diğer suni diş materyallerinden daha fazla olduğu in vitro ve in vivo çalışmalarla desteklenmiştir (Ghazal ve ark., 2008; Suwannaroop ve ark., 2011). Bu sebeple porselen suni dişler; çalışmamızda sadece antagonist sürtünme elemanı olarak değerlendirmek üzere kullanılmış; rezin esaslı suni dişler üzerindeki belirgin aşındırma potansiyeli nedeniyle, NHK suni diş

materyalinin aşınma potansiyelinin değerlendirilmesinde negatif kontrol olarak tercih edilmiştir.

Suni diş seçiminde, materyal yapısı ve çeşidi kadar, materyalin en dış tabakasının altında kalan tabakanın özelliklerine de önem verilmelidir. Protez uygulamasından önce ve sonra oluşan okluzal düzeltmelerin; bu tabakayı doğal ve yapay kuvvetlere maruz bırakması kaçınılmazdır. Çoğu çalışmada suni dişte test edilen katman tarif edilmemiştir (Whitman ve ark., 1987). Emaye tabakası kalınlığının sınırlandırılmasıyla, dikey aşınma faseti muhtemelen alt-emaye tabakaya nüfuz eder ve bu durum genel aşınma direncini etkileyebilir. Bu nedenle, suni dişlerin seçiminde alt-emaye tabakasının aşınma direnci önemlidir (Hirano ve ark., 1998; Stober ve ark., 2006). Çalışmamızda; izosit ve nanohibrit kompozit yapıda bulunan suni diş materyallerinin bukkal tüberkül tepesinde düz alan oluşturulurken emaye tabakasında bulunan materyal kalınlığı dikkate alınarak preparasyon oluşturulmuştur.

İki malzeme birbirine temas ettiğinde ve birbirlerine doğru kaydığında, meydana gelen yanal sürtünme direnci; göreceli harekete, temas eden malzemelerin özelliklerine, yapısına ve çevreye bağlı olarak değişir. Ghazal ve Kern (2009), doğal diş ve kompozit yapıda suni diş materyallerini, farklı yüzey özelliklerine sahip porselen antagonistlerle aşındırmış; yüzey pürüzlülüğü fazla olan antagonistin her iki grupta da daha fazla aşınmaya neden olduğunu gözlemlemişlerdir. Çalışmamızda; antagonist sürtünme elemanı olarak kullanılan suni diş materyallerinin yüzeylerinde herhangi bir aşındırma işlemi uygulanmamış; suni dişler, fabrikasyon üretimlerine bağlı kalınarak glazelenmiş ve polisajlanmış yüzeyler şeklinde kullanılmışlardır.

Bireysel çiğneme simülatörleri birbirleriyle bağıntılı sonuçlar veremeyebilir. Bu problem, çoğu yöntemin, herhangi bir zamanda ağız boşluğunda meydana gelen farklı aşınma mekanizmalarından sadece birini veya ikisini taklit edebilmesine yol açmaktadır. Bu nedenle, dental materyaller deney sonuçlarının klinik sonuçları

yansıtabilmesi için iki veya daha fazla çiğneme simülatöründe test edilmelidir. Tek bir aşınma ölçüm çalışmasının sonuçları yanıltıcı olabilir (Heintze, 2009). Aşınma deneylerinde bireysel yöntemler farklı sonuçlar üretebilir ve dahası, aynı aşınma ölçüm yöntemi; testi yapmak için seçilen antagonist malzemenin türüne bağlı olarak bile farklı sonuçlar sağlayabilir. Hahnel ve arkadaşları (2009), iki gövdeli bir aşınma yöntemi (pin-on-blok) kullanarak farklı diş malzemelerinin, farklı antagonist malzemelerle (steatit, çelik, suni dişler) birlikte kullanımdaki aşınma davranışını incelemişlerdir. Bu çalışma, antagonist suni diş materyalinin hem aşınma mekanizması hem de malzeme kaybı üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermiştir. Bir çalışmada suni dişlerin aşınma direncini belirlemek için steatit “altın standart” olarak ortaya çıkmıştır. Steatitin, test edildiklerinde bireysel protez dişlerinin aşınma direncinin önemli ölçüde daha doğru bir şekilde ayırt edilmesini sağladığı bildirilmiştir (Hahnel ve ark., 2009) Çalışmamızda antagonist suni dişler; doğal diş ya da aşınma potansiyeli doğal dişe yakın olan steatit yerine; materyallerin aşınma ve aşındırma potansiyellerinin karşılaştırmalı olarak incelenebilmesi için izosit, porselen ve NHK yapıda materyallerden seçilmişlerdir.

İn vitro aşınma çalışmalarının temel avantajı; kontrol edilebilir test koşulları altında nispeten daha kısa bir sürede çok sayıda standartlaştırılmış numunenin incelenebilmesidir. Bununla birlikte, günümüzde aşınma simülasyonu için tasarlanan cihazların hiçbiri intraoral olarak meydana gelen karmaşık etkileşimleri tam olarak üretmez (Heintze, 2006; Lambrechts ve ark., 2006). Konvansiyonel akrilik rezinlere göre aşınma direnci daha yüksek olan suni diş materyallerinin bile kısa bir süre sonra klinik olarak ölçülebilir aşınmaya maruz kaldığı gösterilmiştir. Bunun nedeni, cinsiyet, antagonist materyal yapısı ve çiğneme paterni gibi çeşitli faktörlerin aşınma davranışı üzerinde etkili olmasıdır (Kim ve ark., 2001; Ohlmann ve ark., 2007). Klinik olarak, farklı aşınma tipleri (erozyon, atrizyon vb.) dönüşümlü olarak gerçekleşir ve çoğu zaman diğer faktörlerle ilişkilidir (Lambrechts ve ark., 2006). Bazı in vitro çalışmalar (Ramalho ve Antunes, 2005); aşındırıcı parçacıklar ile aşınmanın artması veya yağlama ile aşınmanın azaltılması ile çelişen sonuçlar bildirmiştir (Condon ve Ferracane, 1997). Laboratuvar testlerinde, suni diş

materyalleri arasında görülen aşınma farklılıklarının, klinik kullanım davranışları üzerinde herhangi bir etkisi olup olmadığı belirsizliğini korumaktadır. İn vitro deneylerin aşınma verileriyle klinik aşınma davranışına yönelik tahminlerde bulunurken dikkatle düşünülmelidir (de Gee ve Pallav, 1994; Finger ve Thiemann, 1987; Heintze, 2006; Hu ve ark., 2002; Lambrechts ve ark., 2006; Sakaguchi ve ark., 1986). Bununla birlikte, klinik çalışmalar zor, maliyetli ve zaman alıcıdır. Her şeyden önce, objektif yöntemler ile klinik aşınmanın ölçülmesi (örneğin, lazer tarama ve 3 boyutlu görüntüleme) zordur (Azzopardi ve ark., 2000; DeLong, 2006). Bu nedenle; klinik kullanımdan önce materyallerin klinik aşınma davranışını tahmin etmek ve yeni materyallerin aşınma davranışını erken bir aşamada inceleyebilmek için in vitro çalışmalar önemlidir.

Çalışmamızda suni diş materyallerinin aşınma davranışlarını test edebilmek için çiğneme simülatörü kullanılmıştır. Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklus sayıları ve uygulanan kuvvetler araştırmacıların amacına uygun olarak değişiklik göstermektedir. Dewji ve arkadaşları (1998), yorma testinde 1000 kez siklus uygularken, Kheradmandan ve arkadaşları (2001) ile Beschnidt ve Strub (1999), 1.200.000 kez siklus uygulamışlardır. Mi-Jin ve arkadaşları (2012), çalışmalarında örnekleri çiğneme simülatöründe 300.000 siklusta 49 N ile yaşlandırarak, yüzey aşınma oranlarına bakmışlardır. Ghazal ve arkadaşları (2008), bir çalışmalarında çiğneme simülatöründe 49 N kuvvetle 200.000 siklüs uygularken diğer bir çalışmalarında (2009), üç farklı kuvvet (20 N, 49 N ve 78 N) ve 300.000 siklus ile yaşlandırma yapmışlardır.

Çiğneme simülatöründe kullanılan siklus sayısı, doğal dişler ile protez dişler arasında farklılık gösterebilir. DeLong ve Douglas (1991), simülatörlerdeki 250.000 siklusun, klinik olarak yaklaşık 1 yıla eşit olduğunu belirtmiştir. Hareketli protez hastalarına uyku sırasında protezlerini daima çıkarmaları talimatı verilir (yaklaşık 8 saat/gün). Çalışmamızda kullanılan 600.000 çiğneme siklusu, hareketli protez için klinik kullanımın 3,5 yılını temsil etmektedir. Antagonistin bir miktar kaymasını ve

aşınma kalıntılarının giderilmesini sağlamak için lubrikant olarak distile su kullanılmıştır. Tükürük, kayma hareketi üzerinde farklı etkiler gösterebilir ve klinik olarak daha anlamlı sonuçlar alınmasını sağlayabilir; ancak insanlarda tükürük yapısı bireysel olarak farklı olabilir ve farklı lubikasyon etkisi gösterebilir (Preis ve ark., 2018). Tükürük, plak veya diğer kontaminasyon nedenleri in vitro olarak sağlanamadığı için, klinik aşınma tespitinin sağlanmasında sınırlılık oluşturmaktadır.

Aşınma simülasyonu sırasında kullanılan dikey yük (basınç), aşınma testi için önemli bir faktördür (Munshi ve ark., 2017). Suzuki ve arkadaşlarına göre, tek düzlemlili tam protezlerde toplam okluzal temas alanı yaklaşık 6 mm² 'dir ve çiğneme sırasındaki maksimum ısırma kuvveti tam protezde 23,2 N (2,36 kg) 'dır (Haraldson ve ark., 1979). Suzuki ve arkadaşlarının çalışmasından elde edilen bu veriler kullanılarak, tam protezlerdeki toplam basınç, kuvveti alana göre bölerek hesaplanmıştır; 0,4 kg/mm² 'ye eşittir. Daha önce yapılan bazı aşınma deneyi çalışmalarında, test edilen örnekler üzerinde, 400 g yük ve 1 yıllık klinik işleme karşılık gelen 200.000 çiğneme siklusu kullanılmış; fakat gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Mello ve arkadaşlarının (2009) yaptığı, farklı suni diş materyallerinin metal ve kompozit yapıda antagonistlere karşı aşınma deneyinde, muhtemelen düşük (5 N) uygulanan yüke bağlı olarak antagonistlerde aşınma olmamıştır. Çalışmamızda aşınma simülasyonu sırasında kullanılan basınç miktarı yaklaşık olarak (49 N) 0,8 kg/mm²'dir. Bu miktar, hareketli protezler için literatürden hesaplanan basınç miktarından daha yüksektir (0,4 kg/mm²). Bu daha yüksek basınç seviyesi yüksek basınç oluşmasına neden olabilecek ve daha fazla aşınma sergileyebilecek yüksek okluzal temas, bruksizm veya uygunsuz şekilde dengelenmiş okluzyon gibi durumlarda oluşabileceği gibi, en kötü senaryoyu simüle etmek için seçilmiştir.

Çalışmalarda kullanılan iki-gövdeli aşınma testinde, test edilen temel materyal ile antagonist materyal arasında, ara malzeme olmaksızın, su ile doğrudan temas vardır. Bununla birlikte, üç-gövdeli aşınma testinde, gıda bolusu simüle etmek için bir ara

madde kullanılır. İki- gövdeli aşınma simülatörleri; esas olarak yüzey yorgunluğuna neden olduğu için temelde üç-gövdeli aşınma testlerinden farklı sonuçlar alınmasına neden olabilir (Heintze ve ark., 2006; Lambrechts, 2006). Kadokawa ve arkadaşları (2006), iki-gövdeli ve üç-gövdeli aşınma testlerinin (PMMA bulamacı kullanarak); porselen, altın alaşımı, kompozit rezin ve doğal diş minesini üzerindeki aşınma özelliklerini değerlendirmiş; üç-gövdeli aşınma testinde, aşınma değerlerinin önemli ölçüde daha küçük olduğu sonucuna varmışlardır. İki-gövdeli aşınma testinde, örnek ve antagonistin yüzeyleri arasındaki doğrudan etkileşimler, madde kaybına neden olmaktadır. Üç- gövdeli aşınma testleri de aşınma özelliklerini ölçmek sıklıkla için kullanılmaktadır. Bu testlerde, sadece antagonistler değil, ara ortamın aşındırıcı özellikleri veya pH ile ilişkili çözünme işlemleri gibi çeşitli ek faktörler de dikkate alınmalıdır (Hahnel ve ark., 2009).

Bazı yazarlar, iki-gövdeli aşınma testinin bilateral balanslı okluzyonu olan tam protezlerin aşınma davranışını yansıtabileceğini belirtmiştir (Stober ve ark., 2006). Maksiller ve mandibular protezler arasındaki bu temas, gıdanın çiğnenmesi sırasında belirgin bir şekilde oluşmamasına rağmen, genellikle yutkunma ve parafonksiyonel alışkanlıklardan önce ortaya çıkar. İki-gövdeli aşınmanın adezyon, atrizyon ve yorulma aşınması olarak tanımlanabileceği belirtilmiştir (Lambrechts ve ark., 2006). Bu nedenle, çalışmamızda iki gövdeli aşınma testi uygulanmıştır.

Farklı dental malzemelerdeki aşınmanın miktarının belirlenmesinde farklı yöntemleri sistematik olarak karşılaştıran veya aşınmanın ölçülmesinde kullanılan sistemlerin doğruluğunu sistematik olarak değerlendiren bir yayın bulunamamıştır (Heintze, 2009). 3D lazer sistemler, yüksek ölçüm hassasiyetlerinden dolayı aşınma miktarını ölçmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem, temaslı ölçüm yapan cihazlara göre üstün bir hassasiyete sahiptir. Prob, temas tekniğinin neden olduğu hataların aksine, beyaz ışık aksel kromatizm teknolojisi, doğrudan odadaki numunenin yüzeyine çarpan dalga boyunun tespitinden yüksekliği ölçer. Matematiksel yazılım manipülasyonuna ihtiyaç olmadan doğrudan bir ölçümdür

(Munshi ve ark., 2017). Bu çalışmada kullanılan lazer tarayıcı ile temassız 3D aşınma ölçümü, günümüzde aşınmanın değerlendirilmesinde en doğru ve etkili teknik olarak kabul edilmektedir (DeLong, 2006). Farklı pürüzlülüğü olan yüzeylerde yansıma-soğurma etkileri ve malzemelerin farklı yarı saydamlığa sahip olmaları, in vitro koşullarda bile tahmin farklılıklarına neden olabilir. Bu nedenle; 3D lazer ölçümleri farklı aşınma sonuçları gösterebilir (Munshi ve ark., 2017).

Testlerde yalnızca standart antagonistlerin ve düz yüzeylere karşı aynı suni diş materyallerinin kullanılması klinik aşınma performansını tahmin etmede sınırlılıklar oluşturabilir (Heintze ve ark., 2012). Yaklaşık olarak bir doğal diş tüberkülü büyüklüğündeki steatit seramik küreleri, antagonistin şeklini ve tipini standartlaştırmak için kullanılabilir. Aşınma işleminden etkilenmeyen sert antagonistik kürelerin kullanımı, homojen in vitro koşulları sağlayabilir; ancak klinik durumları yansıtmayabilir. İn vivo ve in vitro testler sırasında, aşınan antagonistler temas ve etkileşim durumlarında değişen bir kuvvet dağılımına neden olur. Yüzeysel kusurların, çiziklerin, malzeme transferinin, vs. gelişimi, antagonistin kayma kabiliyetini etkileyebilir ve aşınma verilerini etkileyerek malzemenin bireysel aşınma şeklinin ortaya çıkmasına neden olabilir. Örneklerin sertliğinin yanı sıra antagonistin sertliği de diş malzemelerinin davranışına katkıda bulunabilir (Preis ve ark., 2018). Çalışmamızda standart antagonist örnekler, mandibular premolar dişlerin bukkal tüberkülü şeklinde kullanılmıştır.

Çalışmamızda aşınmadan sonra antagonist tüberküller ile suni diş arasındaki vertikal aşınma miktarı ölçülmemiştir. Daha önceki çalışmalarda volümetrik kayıp miktarının yanı sıra vertikal kayıplar da ölçülmüş, her iki grupta benzer sonuçlara ulaşılmıştır (Ghazal ve ark., 2008; Hao ve ark., 2014; Hahnel ve ark., 2009).

Hahnel ve arkadaşları (2009) yaptıkları bir çalışmada, antagonist materyale bağlı olarak, malzeme yüzeyindeki küçük oluklardan yoğun yüzey bozulmasına kadar farklı aşınma mekanizmalarının geçerli olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, farklı

antagonist malzemelerin farklı aşınmalara neden olması şaşırtıcı değildir. Bu bulgular suni rezin dişlerin in vitro aşınma direnci için bildirilen tutarsız veriler için bir açıklama olabilir (Stober ve ark., 2006; Ghazal ve ark., 2008; Ohlmann ve ark., 2007).

Farklı yapıda suni diş materyallerinin aşınmalarını karşılaştırmalı olarak inceleyen birçok çalışma vardır (Lindquist ve ark., 1995; Mello ve ark., 2009; Ilangkumaran ve ark., 2014; Stober ve ark., 2010; Hahnel ve ark., 2009). Sabit bir disk üzerinde yapılan bir aşınma deneyinde (Suwannaroop ve ark., 1995;) kompozit rezin, porselen ve geleneksel akrilik rezin dişler arasında, bir grup akrilik rezin haricinde aşınma direncinde anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Bu çalışmanın sonucu, kompozit rezin dişlerin, konvansiyonel veya yüksek çapraz bağlı akrilik rezin dişlere göre daha yüksek aşınma direncini gösteren önceki çalışmalarla uyumlu değildir (Abe ve ark., 1997; Hirano ve ark., 1998; Suzuki ve Tamura, 2002; Suzuki, 2004; Whitman ve ark., 1987). Ghazal ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada (2008); akrilik, nanofil kompozit ve porselen yapıda suni dişlerin; her grup kendi içinde ve doğal diş yapısında antagonistlere karşı, en yüksek aşınma değerlerini akrilik rezin dişler göstermiştir. Aynı çalışmada porselen yapıda suni dişlerin, doğal dişlere karşı aşınma direnci en yüksek bulunmuştur. Nanofil kompozit rezin ve kendi grupları ile aşındırıldığında karşılaştırılabilir aşınma değerleri gösterirken, akrilik rezin dişler, kendi grubunda test edilen diğer kombinasyonlardan daha yüksek aşınma sergilemiştir. Nanofil kompozit rezin-mine ve feldspatik seramik-mine toplam dikey madde kaybı açısından istatistiksel olarak farklılık göstermezken; nanofil kompozit, seramik antagonistlere göre doğal dişlerde daha az aşınmaya neden olmuştur.

Çalışmamızda; daha önceki çalışmaları destekler nitelikte (Jooste ve ark., 1997; Hahnel ve ark., 2009), izosit dişler porselen antagonistlere karşı fazla miktarda ortalama aşınma değerleri göstermiştir. NHK dişlerin; porselen antagonistlere karşı izosit dişlere yakın aşınma değerleri göstermesinin, yapılarındaki benzerlik nedeniyle ortaya çıktığı düşünülebilir. Renk ve polisaj stabilitesi gibi fiziksel üstünlükler

oluşturmak üzere üretilen NHK dişler (Ghazal ve ark., 2008); pahalı olmakla birlikte izosit dişlere üstün aşınma özelliği göstermemiştir.

Rezin yapıda suni dişlerin aşınma direnci hakkındaki in vivo çalışmalar da tutarsız bulgular ortaya çıkarmıştır. Çalışmalar, çeşitli suni diş materyallerinin aşınma davranışlarındaki farklılıkları belirleyememiştir (Ogle ve Davis, 1998; Lindquist ve ark., 1995; Jooste ve ark., 1997). Buna karşılık, Ohlmann ve arkadaşları (2007) antagonist materyallerin, suni dişlerin aşınma direncini önemli ölçüde etkilediğini belirtmiştir. Bu nedenle, güvenilir in vivo veri sağlamak ve rezin yapıda suni dişlerin klinik aşınma performansı ile in vitro bulguları ilişkilendirmek için kapsamlı analizin gerekli olduğu açıktır.

Bu çalışmanın sınırlamaları; çiğneme simülatöründe antagonist materyalin yerleştirildiği ucunun dönüyor olması, ağız içini taklit eden tükürük ortamı yerine distile su kullanılması ve iki-gövdeli aşınma testinin uygulanmasıdır. 3-gövdeli aşınma testi veya doğal dişler ile farklı sonuçlar elde edilebilir.

Ek olarak, herhangi bir in vitro çalışmada olduğu gibi, klinik olarak gözlenen aşınmanın ne kadar farklı olabileceği net değildir. Bu nedenle, test edilen suni dişlerin aşınmasının in vitro olarak tamamen karakterize edilmesi ve bu in vitro verilerin klinik aşınma davranışını öngörmek için kullanılıp kullanılmayacağını göstermek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. Gelecekte NHK suni dişlerin aşınma direncini anlamak için, metal ve doğal diş gibi farklı antagonistlere karşı aşınma davranışının test edilmesi önerilmektedir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırlılıkları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

- 1) Porselen antagonistler, izosit ve NHK suni diş materyalleri üzerinde yüksek ve her iki grup (izosit ve NHK) için benzer aşındırma potansiyeline sahiptir.
- 2) İzosit ve NHK suni dişleri benzer ve farklı kombinasyonlar oluşturulduğunda birbirine yakın aşınma değerleri göstermiştir.
- 3) Benzer materyallerle test edilen gruplarda (izosit-izosit, NHK-NHK) belirgin seviyede olmamakla birlikte, daha az aşınma değerleri gözlenmiştir.
- 4) Hareketli protezler için suni diş seçiminde; NHK veya izosit seçeneklerini karşılıklı çenelerde aynı materyali kullanmak üzere tercih etmek; suni dişlerdeki aşınma miktarını azaltmak açısından avantajlıdır. NHK veya izosit materyalinin birbirlerine üstünlüğü olmamakla birlikte, karşıt çenede porselen bulunduğu; suni dişlerin aşınma potansiyelleri olumsuz yönde etkilenmektedir.

ÖZET

Suni Diş Materyallerinin Aşınma Potansiyellerinin İn-Vitro Değerlendirilmesi

Günümüzde, hareketli protezlerde kullanılan suni dişlerdeki aşınmalar, vertikal boyut kaybı, okluzal düzensizlikler, kas aktivitesinde ve estetik görünümde bozulmalar, çiğneme etkinliğinde azalma gibi birçok klinik soruna yol açmaktadır. Bu nedenle hareketli protezlerde kullanılan suni dişlerin materyal seçimi çok önemlidir. Araştırmada izosit ve NHK suni diş materyalinin, izosit, NHK ve porselen antagonistlere karşı aşınma potansiyellerinin in-vitro olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada örnekler kendi içinde aynı şekil ve boyutta anatomik suni dişlerden seçilmiştir. Her bir grup çiğneme simülatöründe 600.000 çiğneme siklusuyla yüklenmiştir. Suni dişlerin aşınmadan önce ve sonraki görüntüleri 3D lazer tarama cihazı ile ölçüldükten sonra iki görüntü arasındaki volümetrik fark, çakıştırma yapılarak değerlendirilmiştir. Aşınma sonuçları 2 Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi (ANOVA) tekniği ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Antagonist materyaller arasında; porselen en yüksek aşınma değerlerine (izosit için; 462,85 mm³ ve NHK için; 479,33 mm³) neden olmuştur (p<0,05). Antagonist materyal olarak izosit veya NHK kullanıldığında aşınma değerleri açısından fark görülmemiştir (p>0,05). Benzer (izosit-izosit; 199,08 mm³ ve NHK-NHK; 197,09 mm³) kombinasyonların oluşturulduğu gruptaki aşınma değerleri; farklı (izosit-NHK; 222,41 mm³, NHK- izosit; 217,94 mm³) kombinasyonlardakine göre daha düşük gibi görünse de (izosit-izosit; 199,08 mm³, NHK-NHK; 197,09 mm³); farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır (p>0,05).

NHK veya izosit materyalinin birbirlerine üstünlüğü olmamakla birlikte, karşıt çenede porselen bulunduğu; suni dişlerin aşınma potansiyelleri olumsuz yönde etkilenmektedir.

Anahtar sözcükler: Suni dişler, nanohibrit kompozit, aşınma, çiğneme simülatörü, iki gövdeli aşınma

SUMMARY

In Vitro Evaluation of the Wear Potential of Artificial Denture Tooth Materials

The wear resistance is one of the most important physical properties of artificial teeth used in removable dentures. Excessive wear might cause loss of vertical dimension of occlusion, loss of masticatory efficiency and fatigue of masticatory muscles. Therefore, the choice of material for artificial teeth used in removable prostheses is a very important parameter. The purpose of this study was to evaluate the wear resistance of two various (isosit and nanohybrid composite resin) artificial teeth after simulated mastication against different antagonists materials (isosit, nanohybrid composite and porcelain).

In this study, the samples were selected from the same shape and size of anatomical artificial teeth. Each group was loaded for 600,000 cycles in a mastication simulator. Wear resistance was analyzed by measuring volume substance lost, determined with a laser scanner. Data were statistically analyzed by using 2-way ANOVA.

Among the antagonist materials; porcelain caused the highest mean abrasion values ($p < 0.05$). When isosit or NHC was used as an antagonist material, there was no difference in mean wear values of artificial teeth ($p > 0.05$). There was no statistically significant difference between the wear values of groups with similar (isosit- isosit; $199,08 \text{ mm}^3$, NHC-NHC; $197,09 \text{ mm}^3$) and different (isosit-NHC; $222,41 \text{ mm}^3$, NHC-isosit; $217,94 \text{ mm}^3$) combinations.

Although NHC or isosit material has no superiority to each other, when porcelain in opposite jaw; wear potentials of artificial teeth may adversely affected.

Keywords: Artificial teeth, nanohybrid composite, abrasion, chewing simulator, two body wear

KAYNAKÇA

- ABE Y, SATO Y, AKAGAWA Y, OHKAWA S (1997). An in vitro study of high-strength resin posterior denture tooth wear. *Int J Prosthodont*, **10**: 28-34.
- ABE Y, SATO Y, TAJI T, AKAGAWA Y, LAMBRECHTS P, VANHERLE G (2001). An in vitro wear study of posterior denture tooth materials on human enamel. *J Oral Rehabil*, **28**(5): 407-412.
- AHN J, PARK A, KIM J, LEE B, EOM J (2017). Development of three-dimensional dental scanning apparatus using structured illumination. *Sensors*, **17**(7): 1634.
- ANUSAVICE KJ (1996). Dental casting alloys. *Phillip's science of dental materials*, 423-459.
- ANUSAVICE KJ, PHILLIPS RW (2003). Science of dental materials. St Louis: WB Saunders, 482.
- ASSUNÇÃO WG, BARBOSA DB, GOIATO MC, TABATA LF, HUMBERTO FILHO G (2005). Evaluation of the wear rates of eight different brands of artificial resin teeth. *Brazilian Dental Science*, **8**(4).
- AZZOPARDI A, BARTLETT DW, WATSON TF, SMITH BG (2000). A literature review of the techniques to measure tooth wear and erosion. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, **8**:93-97.
- BALTZER A, KAUFMANN-JINOIAN V (2002). Die Beurteilung von Kaukräften. *Quintessenz Zahntechnik*, **28**: 928-98.
- BARAN G, BOBERICK K, MCCOOL J (2001). Fatigue of restorative materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, **12**(4): 350-360.
- BATES JF, STAFFORD GD, HARRISON A (1976). Masticatory function-a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*, **3**:57-67.
- BAYNE SC, TAYLOR DF, HEYMAN HO (1992). Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater*, **8**:305-309.
- BERNHARDT O, GESCH D, SPLIETH C, SCHWAHN C, MACK F, KOCHER T, MEYER G, JOHN U, KORDASS B (2004). Risk factors for high occlusal wear scores in a population-based sample: results of the Study of Health in Pomerania (SHIP). *Int J Prosthodont*, **17**:333-339.
- BESCHNİDT SM, STRUB JR (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, **26**:582-593.
- BESSING C, WIKTORSSON A (1983). Comparison of two different methods of polishing porcelain. *Scand. J. Dent. Res.*, **91**(6): 482-487.
- BEUER F, STİMMELMAYR M, GUET, JF, EDELHOFF D, NAUMANN M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent mater*, **28**(4): 449-456.
- BLAU P (1992). ASM Handbook on Friction, Lubrication and Wear Technology. ASM International.

- BOWEN RL (1959). Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and glycidyl acrylate. Patent No. US3066112.
- BOWEN RL (1961). Method of preparing a monomer having phenoxy and methacrylate groups linked by hydroxy glyceryl groups. Patent No. US3179623.
- BULUT AC, ATSÜ SS (2015). Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çığneme simülatörleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **26(1)**: 180-186.
- BURWELL JR JT (1957). Survey of possible wear mechanisms. *Wear*, **1(2)**: 119-141.
- CAN G, AKALTAN F (2005). Hareketli Bölümlü Protezler - Planlama. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, **22**: 97.
- CARLSSON GE, EGERMARK I, MAGNUSSON T (2002). Predictors of signs and symptoms of temporomandibular disorders: a 20-year follow-up study from childhood to adulthood. *Acta Odontol Scand*, **60**:180-5.
- CONDON JR, FERRACANE JL (1997). Factors effecting dental composite wear in vitro. *J Biomed Mater Res*, **38**: 303-313.
- CONDON JR, FERRACANE JL (1997). In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res*, **76**:1405-1411.
- CRAIG RG (1985). Restorative Dental Materials. 7. baskı, CV Mosby Company, St. Louis.
- CRAIG RG, O'BRIEN WJ, POIVERS JM (1987). Dental materials properties and manipulation. 4 cd. CV Mosby Co St Louis.
- CUNNINGHAM JL (2000). Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. *J Oral Rehabil*, **27(4)**: 312-316.
- ÇALIKKOCAGÖLU S (1998). Tam protezler. II.Cilt 3.Baskı, Teknografik Matmaacılar, İstanbul.
- DAYANGAÇ B (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti. Ankara.
- DE GEE AJ, PALLAV P (1994). Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent*, **22**: 21-27.
- DE MUNCK J, VAN MEERBEEK, B, YOSHIDA Y, INOUE S, VARGAS M, SUZUKI K, VANHERLE G (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, **82(2)**: 136-140.
- DELONG R (2006). Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater*, **22**:702-711.
- DELONG R, DOUGLAS W (1991). An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Trans Biomed Eng*, **38**: 339-345.
- DELONG R, PINTADO M, DOUGLAS WH (1985). Measurement of change in surface contour by computer graphics. *Dent Mater*, **1(1)**: 27-30.
- DENLİ N, ULUDAG B, KİLİÇARSLAN MA, ÖZKAN Y (1996). Resistance of artificial acrylic resin teeth to staining. *Turkiye Klin. Dishek. Bil. Derg*, **2**: 38-42.

- DEWJÍ H, DRUMMOND J, FADAVÍ S, PUNWANÍ I (1998). Bond strength of Bis-GMA and glassionomer pit and fissure sealant using cyclic fatigue. *Eur J Oral Sci*, **106**:594-599.
- DÍAZ-ARNOLD AM, DUNNE JT, JONES AH (1999). Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent*, **82(5)**: 525-528.
- DİRKSEN LC (1952). Plastic teeth: their advantages, disadvantages and limitations. *J Am Dent Assoc*, **44**: 265-268.
- DOCKİNG AR (1952). The relative merits of porcelain and acrylic teeth. *Aust J Dent*, **16**:158-164.
- ELMARÍA A, GOLDSTEİN G, VÍJAYARAGHAVAN T, LEGEROS RZ, HÍTTELMAN EL (2006). An evaluation of wear when enamel is opposed by various ceramic materials and gold. *J Prosthet Dent*, **96**:345–353.
- EXCEL 2018 for Windows; Microsoft Corp, Redmond, Wash.
- FDA, Health CfDaR (2004). Good Laboratory Practice (GLP), (1978). (PART 58 52 FR 33780, 1978, last revision).
- FİNGER W, THİEMANN J (1987). Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent Mater*, **3**:280-286.
- FONTIJN FA, SLAGTER AP, VAN DER BİLT A, VAN MA, WİTTER DJ, KALK W, JANSEN JA (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*, **79**:1519-1524.
- FOSER HP (1999). Philosophie und Entwicklung moderner Konfektionszähne. *Dental Spectrum*, **15**:185-195.
- FRANKENBERGER R, GARCÍA-GODOY F, LOHBAUER U, PETSCHERT A, KRÄMER N (2005). Evaluation of resin composite materials. Part I: in vitro investigations. *Am J Dent*, **18**:23-27.
- GALE MS, DARVELL BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, **27**: 89-99.
- GATTÍ AM (2004). Biocompatibility of micro- and nano-particles in the colon. *Part II. Biomaterials*, **25**:385-392.
- GATTÍ AM, RÍVASÍ F (2002). Biocompatibility of micro- and nanoparticles. *Part I: in liver and kidney. Biomaterials*, **23**:2381-2387.
- GENCO RJ (1996). Current view of risk factors for periodontal diseases. *J Periodontol*, **67**:1041-1049.
- GESCH D, BERNHARDT O, KİRBSCHUS A (2004). Association of malocclusion and functional occlusion with temporomandibular disorders (TMD) in adults: a systematic review of population-based studies. *Quintessence Int*, **35**:211-221.
- GHAZAL M, HEDDERİCH J, KERN M (2008). Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci*, **116**:585-592.
- GHAZAL M ALBASHAİREH ZS, KERN M (2008). Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *J Prosthet Dent*, **100(6)**: 441-448.

- GHAZAL M, KERN M (2009). The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent*, **101(5)**: 342-349.
- GHAZAL M, KERN M (2010). Wear of denture teeth and their human enamel antagonists. *Quintessence Int*, **41(2)**.
- GHAZAL M, STEİNER M, KERN M (2008). Abrasionsfestigkeit von Prothesenzähnen. *Quintessenz Zahntech*, **34**:1016-1019.
- GHAZAL M, YANG B, LUDWİG K, KERN M (2008). Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater*, **24**: 502-507.
- GÖK MS (2008). Düşük Ve Orta Karbonlu Çeliklerin Yüzeyine Tig Kaynak Metoduyla Kaplanan Ostenitik Paslanmaz Çelik Tozunun Aşınma Direncine Karbür İçeriğinin Etkisinin Araştırılması. Doctoral dissertation, Doktora Tezi, Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji Eğitimi Anabilim Dalı, Elazığ, 125.
- HAHNEL S, BEHR M, HANDEL G, ROSENTRİTT M (2009). Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent*, **101**: 269-278.
- HAHNEL S, BEHREND D, OTTL P (2010). Two-body wear of denture resin teeth. IADR Barcelona. Erişim adresi: [<https://iadr.confex.com/iadr/2010barce/webprogram/Paper>]. Erişim tarihi: 10/07/2015.
- HAO Z, YİN H, WANG L, MENG Y (2014). Wear behavior of seven artificial resin teeth assessed with three-dimensional measurements. *J Prosthet Dent*, **112**:1507–1512.
- HARALDSON T, KARLSSON U, CARLSSON G (1979). Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil*, **6**:41-48.
- HASHİMOTO M, OHNO H, SANO H, TAY FR, KAGA M, KUDOU Y, KUBOTA M (2002). Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Materials Research*, **63(3)**: 306-311.
- HEİNTZE SD (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*, **22(8)**:712-734.
- HEİNTZE SD, MONREAL D, ROUSSON V (2016). Fatigue resistance of denture teeth. *J Mech Behav Biomed Mater*, **53**:373–83.
- HEİNTZE SD (2009). Predictability of Clinical Wear by Laboratory Wear Methods for the Evaluation of Dental Restorative Materials, Ph.D Thesis, University Medical Center Groningen, Center for Dentistry and Oral Hygiene University of Groningen, Groningen, The Netherlands.
- HEİNTZE SD, SCHMİD-SCHWAP M, GRUNERT I, PİEHLİNGER E (2009). Verschleissresistenz zweier Prothesenzahnmaterialien in vivo. *Quintessenz Zahntech*, **35**:718-726.
- HEİNTZE SD, ZELLWEGER G, CAVALLERİ A, FERRACANE J (2006). Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater*, **22(2)**: 166-175.
- HEİNTZE SD, ZELLWEGER G, GRUNERT I, MUÑOZ-VİVEROS CA, HAGENBUCH K (2012). Laboratory methods for evaluating the wear of denture teeth and their correlation with clinical results. *Dent Mater*, **28(3)**: 261-272.

- HEYDECKE G, ZHANG F, RAZZOOG ME (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*, **85(6)**: 551-557.
- HIRANO S, MAY KB, WAGNER WC & HACKER CH (1998). In vitro wear of resin denture teeth. *J Prosthet Dent*, **79(2)**: 152-155.
- HOLLENBECK K, ALLIN T, VAN DER POEL M (2012). Dental Lab 3D Scanners—How they work and what works best. *Copenhagen: 3Shape Technology Research*, 1-5.
- HU X, SHORTALL AC, MARQUIS PM (2002). Wear of three dental composites under different testing conditions. *J Oral Rehabil*, **29**:756-264.
- HUNTER J (1865). The natural history of the human teeth: explaining their structure, use, formation, growth, and diseases. ed:R. Hardwicke, Vol. 1.
- ILANGKUMARAN R, SRINIVASAN J, BABURAJAN K, BALAJI N (2014). Two Body Wear of Newly Introduced Nanocomposite Teeth and Cross Linked Four Layered Acrylic Teeth: a Comparative In Vitro Study. *J Indian Prosthodont Soc*, **14(1)**: 126-131.
- ISO (2001). Dental materials- Guidance on testing of wear. Part 2: Wear by two-and/or three body contact. Technical Specification, No. 14569-2.
- JOHN MT, FRANK H, LOBBEZOO F, DRANGSHOLT M, DETTE KE (2002). No association between incisal tooth wear and temporomandibular disorders. *J Prosthet Dent*, **87**:197-203.
- JOOSTE C, GEERTS G, ADAMS L (1997). Comparison of the clinical abrasion resistance of six commercially available denture teeth. *J Prosthet Dent*, **77**:23-27.
- JUNG YS, LEE JW, CHOI YJ, AHN JS, SHIN SW, HUH JB (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*, **2(3)**: 111-115.
- KADOKAWA A, SUZUKI S, TANAKA T (2006). Wear evaluation of porcelain opposing gold, composite resin, an enamel. *J Prosthet Dent*, **96**:258-265.
- KAKABOURA A, FRAGOULI M, RAHIOTIS C, SILIKAS N (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, **18(1)**, 155-163.
- KAMONWANON P, YODMONGKOL S, CHANTARACHINDAWONG R, THAWEEBOON S, THAWEEBOON B, SRIKHIRIN T (2015). Wear resistance of a modified polymethyl methacrylate artificial tooth compared to five commercially available artificial tooth materials, *J Prosthet Dent*, **114(2)**: 286-292.
- KATO K, ADACHI K (2001). Wear Mechanisms. *Modern Tribology Handbook*.
- KAWANO F, OHGURI T, ICHIKAWA T, MIZUNO I, HASEGAWA A (2002). Shock absorbability and hardness of commercially available denture teeth. *Int J Prosthodont*, **15(3)**.
- KERN M, DOUGLAS WH, FECHTIG T, STRUB JR, DELONG R (1993). Fracture strength of all-porcelain, resinbonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent*, **21(2)**: 117-121.
- KHERADMANDAN S, KOUTAYAS SO, BERNHARD M, STRUB JR (2001). Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil*, **28**:361-369.

- KİM SK, KİM KN, CHANG IT, HEO SJ (2001). A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *J Oral Rehabil*, **28**:1048–1055.
- KOHYAMA K, HATAKEYAMA E, SASAKI T, DAN H, TERUAKI AZUMA T, KARITA K (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol*, **49**: 805-16.
- KREJCI (1994). Eine neue Methode zur dreidimensionalen Ver-schleißmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, **104**:160-169.
- KUNZELMANN KH (1998). *Verschleissanalyse und-quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro*. Shaker.
- KUŞ H (2007). Östemperlenmiş küresel grafitli dökme demirlerin aşınma davranışı, Doctoral dissertation, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- LAMBRECHTS P, BRAEM M, VUYLSTEKE-WAUTERS M, VANHERLE G (1989). Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res*, **68**:1752-1754.
- LAMBRECHTS P, DEBELS E, VAN LANDUYT K, PEUMANS M, VAN MEERBEEK B (2006). How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater*, **22**:693-701.
- LATTA M, SHANER J (2010). Localized wear of denture tooth materials. IADR Barcelona 2010. # 4068. Erişim adresi: [<https://iadr.confex.com/iadr/2010barce/webprogram/Paper>]. Erişim tarihi: 10/07/2015.
- LEWIS G (1993). Predictors of clinical wear of restorative dental composite materials. *Bio-medical materials and engineering*, **3(3)**: 167-174.
- LINDQUIST TJ, OGLE RE, DAVIS EL (1995). Twelve-month results of a clinical wear study of three artificial tooth materials. *J Prosthet Dent*, **74**: 156-161.
- LOYAGA-RENDON PG, TAKAHASHI H, IWASAKI N, REZA F (2007). Effect of ultraviolet light irradiation on bonding of experimental composite resin artificial teeth. *Dent mater*, **26(6)**: 805-813.
- MANHART J, KUNZELMANN KH, CHEN HY, HICKEL R (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*, **16(1)**: 33-40.
- MC CABE JF (1990). Applied dental materials. 7th Edicion. *Buttler & Tanner Ltd, London*, 1-27.
- MELLO PC, COPPEDÊ AR, MACED AP, MATTOS MGC, RODRIGUES RCS, RIBEIRO RF (2009). Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists. *J Appl Oral Sci*, **17(5)**: 451-456.
- MICHELSON C (2010). Assessment of Clinical and in Vitro Wear of a Nano-hybrid Composite Resin by Non-contact Profilometry (Doctoral dissertation, University of Alabama at Birmingham).
- MICHL RJ, WOLLWAGE P (1974). Werkstoff für Dentalzwecke. Patent No. DE240211C3
- MICHL RJ (1978). Isosit-a new dental material. *Quintessence Int*, **9(3)**: 29-33.
- MICRO PHOTONICS INC (2005). Pin-on-Disk & High Load Tribometer MT. Erişim adresi: [<http://www.microphotonics.com>]. Erişim tarihi: 8/3/2006.
- MÍ-JÍN K, SUN HO, JÍ HK, SUNG WJ, DEOG GS, SANG HJ, JÍN SA, JAE JR (2012). Wear evaluation of the human enamel opposing different y-tzp dental ceramics and other porcelains. *J Dent*, **40**: 979-488.

- MÍTRA SB, WU D, HOLMES BN (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, **134(10)**: 1382-1390.
- MOORE MA (1979). Abrasive wear. In *Treatise on Materials Science & Technology*. Elsevier, **13**: 217-257.
- MORNEBURG TR, PROSCHEL PA (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*, **15**:20-27.
- MUNSHÍ N, ROSENBLUM M, JIANG S, FLINTON R (2017). In Vitro Wear Resistance of Nano-Hybrid Composite Denture Teeth. *J Prosthodont*, **26(3)**: 224-229.
- NEUGEBAUER P (1991). Feinjustierung von Tiefenbildern zur Vermessung von kleinen Verformungen. In *Student's thesis*. Universität Erlangen Nürnberg I5 SA Erlangen.
- O'BRIEN WJ (2002). Dental Materials and their Selection. Chicago, USA: Quintessence Publ, Chapter 10.
- O'BRIEN WJ (1997). Dental materials and their selection. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc, **29(3)**: 9015.
- O'BRIEN WJ (1989). Dental Materials. Quintessence Publ Co.
- OGLE RE, DAVÍS EL (1998). Clinical wear study of three commercially available artificial tooth materials: thirty-six month results. *J Prosthet Dent*, **79**:145-51.
- OHLMANN B, ROHSTOCK K, KUGLER J, GILDE H, DREYHAUPT J, STOBER T (2007). Influences on clinical wear of acrylic denture teeth: a pilot study. *Int J Prosthodont*, **20**:496-498.
- PAVARINA AC, VERGANI CE, MACHADO AL, GIAMPAOLO ET, TERAOKA MT (2003). The effect of disinfectant solutions on the hardness of acrylic resin denture teeth. *J Oral Rehabil*, **30(7)**: 749-752.
- PESCHKE A, HEINTZE SD, ROULET JF (2007). Two-year clinical evaluation and wear analysis of posterior composite restorations. *J Dent Res*, **86**: 230.
- PETERSON MB, WINER WO (1980). Wear control handbook. American Society of Mechanical Engineers.
- PHILLIPS RW (1973). Skinner's Science of Dental Materials, 7.baskı, WB Saunders Company, Philadelphia.
- POWERS JM, SAKAGUCHI RL, CRAIG RG (2006). *Restorative dental materials*. St. Louis (MO): Mosby. 35-42
- PREIS V, HAHNEL S, BEHR M, ROSENTRITT M (2018). Contact wear of artificial denture teeth. *J Prosthodont Res*, **62(2)**: 252-257.
- RAMALHO A, ANTUNES V (2005). Reciprocating wear test of dental composites: effect on the antagonist. *Wear*, **259(7-12)**: 1005-1011.
- RATLEDGE DK, SMITH BG, WILSON RF (1994). The effect of restorative materials on the wear of human enamel. *J Prosthet Dent*, **72**:194-203.
- RAWLS KJ, ESQUIVEL-UPSHAW J (2003). Restorative resins. In: *Philips' Science of Dental Materials 11th Ed*. Ed: Anusavice KJ, St. Louis: WB Saunders, 399-437.

- REICH SM, PETSCHLT A, WICHMANN M, FRANKENBERGER R (2004). Mechanical properties and three-body wear of veneering composites and their matrices. *J Biomed Mater Res A*, **69**:65-69.
- REIS KR, BONFANTE G, PEGORARO LF, CONTI PC, OLIVEIRA PC, KAIZER OB (2008) In vitro wear resistance of three types of polymethyl methacrylate denture teeth. *J Appl Oral Sci*, **16**(3):176–180.
- ROBISON NE, TANTBIROJN D, VERSLUIS A, CAGNA DR (2016). Failure strengths of denture teeth fabricated on injection molded or compression molded denture base resins. *J Prosthet Dent*, **116**(2): 292-299.
- ROSENTRITT M, HEIDTKAMP F, HÖSL H, HAHNELS, PREIS V (2016). In vitro comparison of implant-versus gingiva-supported removable dentures in anterior and posterior applications. *Clin Oral Investig*, **20**(2): 275-281.
- ROULET JF (1987). 5. Development of Appropriate Measuring Devices. In *Degradation of dental polymers*, Karger Publishers, 92-113.
- ROULET JF, REICH T, LUTZ F (1983). High precision occlusal mapping - a new method for measuring wear of posterior composites. *J Dent Res*, **62**:220, Abstract 457.
- RÖHM O, BAUER W (1928) Geformte Kunststoffe aus Polyacrylsäure, ihren Verbindungen oder Mischungen. Patent No. DE656421.
- SAKAGUCHI RL, DOUGLAS WH, DELONG R, PINTADO MR (1986). The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*, **2**:235-240.
- SANTERRE JP, SHAJI L, LEUNG BW (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, **12**(2): 136-151.
- SARIKAYA Ö (2007). Aşınmaya Karşı Yüzey Mühendisliği Yöntemleri, Sakarya, 280.
- SARRETT DC (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater*, **21**(1): 9-20.
- SCHMID-SCHWAP M, ROUSSON V, VORNWAGNER K, HEINTZE SD (2009). Wear of two artificial tooth materials in vivo: a 12-month pilot study. *J Prosthet Dent*, **102**(2): 104-114.
- SCHMIT J (2003). High-speed measurements using optical profiler. In Optical measurement systems for industrial inspection III. International Society for Optics and Photonics.5, **144**: 46-57
- SCHWARTZ JI, SÖDERHOLM KJ (2004). Effects of filler size, water, and alcohol on hardness and laboratory wear of dental composites. *Acta Odontol Scand*, **62**:102-106
- SELIGMAN DA, PULLINGER AG, SOLBERG WK (1988). The prevalence of dental attrition and its association with factors of age, gender, occlusion, and TMJ symptomatology. *J Dent Res*, **67**:1323-1333.
- SMITH BG, ROBB ND (1996). The prevalence of toothwear in 1007 dental patients. *J Oral Rehabil*, **23**:232-239.
- SMITH DC (1962). Recent developments and prospects in dental polymers. *J Prosthet Dent*, **12**(6): 1066-1078.

- STEINER M, MITSIAS ME, LUDWIG K, KERN M (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent mater*, **25(4)**: 494-499.
- STOBER T, HENNINGER M, SCHMITTER M, PRITSCH M, RAMMELBERG P (2010). Three-body wear of resin denture teeth with and without nanofillers. *J Prosthet Dent*, **103(2)**.
- STOBER T, LUTZ T, GILDE H, RAMMELBERG P (2006). Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dent Mater*, **22**:243-249.
- SUWANNAROOP P, CHAIJAREENONTI P, KOOTTATHAPE N, TAKAHASHI H, ARKSORNNUKIT M (2011). In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dental Materials Journal*, **30(4)**: 461-468.
- SUZUKI S (2002). In vitro wear of nano-composite denture teeth. *J Dent Res*, **81**:A-170.
- SUZUKI S (2004). In vitro wear of nano-composite denture teeth. *J Prosthodont*, **13(4)**: 238-243.
- SUZUKI S, SAKOH M, SHIBA A (1990). Adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth. *J Biomed Mater Res*, **24**:1091-1103.
- SUZUKI T, KUMAGAI H, YOSHITOMI N, MCGLUMPHY EA (1999). Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **14(4)**: 504-509.
- SWEENEY WT, YOST EL, FEE JG (1958). Physical properties of plastic teeth. *J Am Dent Assoc*, **56**: 833-841.
- TAKAHASHI Y, HASEGAWA J, HIRANUMA K (1990). Properties of experimental high abrasion resistance plastic teeth. *J Biomed Mater Res*, **24**:1661-1671.
- THOLT DE VASCONCELLOS B, MIRANDA-JUNIOR WG, PRIOLI R, THOMPSON J, ODA M (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper. Dent.*, **31(4)**: 442-449.
- TYAS MJ (1990). Correlation between fracture properties and clinical performance of composite resins in Class IV cavities. *Aust Dent J*, **35(1)**: 46-49.
- VAN NOORT R (2002). Introduction to dental materials. 2nd Ed. London, England: Mosby Int. Pub. Ltd., 96-123.
- VAN NOORT R (2007). Introduction to dental materials. Edinburg, London, New York.
- VAROL N (1994). *Plastik Malzemelerde Aşınma*. Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji Anabilim Dalı, Elazığ, 120.
- VON FRAUNHOFER J, RAZAVI R, KHAN Z (1988). Wear characteristics of high-strength denture teeth. *J Prosthet Dent*, **59**: 173-175.
- WASSEL RW, MCCABE JF, WALLS AW (1994). Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater*, **10**: 269-274.
- WASSELL RW, MCCABE JF, WALLS AW (1994). A two-body frictional wear test. *J Dent Res*, **73**:1546-53.
- WEIBULL W (1930). A Statistical Theory of The Strength of Materials, IVA Handlinger, Royal Swedish Academy of Engineering Sciences, Proceedings. 151.

- WHITMAN DJ, MCKINNEY JE, HINMAN RW, HESBY RA, PELLEU GB JR (1987). In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials. *J Prosthet Dent*, **57**:243-246.
- WINKLER S, MONASKY G, KWOK J (1992). Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth. *J Prosthet Dent*, **67**:812-814
- YANIKOĞLU N, DUYMUŞ ZY, YILMAZ B (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J*, **28(3)**: 344-351.
- YAP AU, LIM LY, YANG TY, ALI A, CHUNG SM (2005). Influence of dietary solvents on strength of nanofill and ormocer composites. *Oper Dent*, **30(1)**: 129-133.
- YILDIZ T VE GÜR A (2006). Aşınma Sistemleri. Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları, Elazığ.
- YILMAZ K, ÖZKAN P (2010a). Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence Int*, **41(7)**: 41-47.
- YILMAZ K, ÖZKAN P, ÖZTAŞ D (2008). Farklı içecekler ve parlatma yöntemlerinin, iki farklı estetik restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, **35(1)**: 27-34.
- YIP KH, SMALES RJ, KAİDONİS JA (2004). Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. *Int J Prosthodont*, **17**: 350-356.
- ZARB GA, HOBKİRK J, ECKERT S, JACOB R (2013). *Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses*. Elsevier Health Sciences.
- ZENG J, SATO Y, OHKUBO C, HOSOİ T (2005). In vitro wear resistance of three types of composite resin denture teeth. *J Prosthet Dent*, **94**: 453-457.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı: Sıla

Soyadı: Yelekçi

Doğum Yeri ve Tarihi: Niğde, 10/09/1992

Uyruğu: TC

Medeni durumu: Bekar

İletişim adresi: Prof. Dr. Muammer Aksoy caddesi. 30/1

Telefon: 05365022326

e-posta: silayelekci@gmail.com

II. Eğitim

25/01/2015- 25/04/2019: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

(Uzmanlık) Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

31.08.2010-22.07.2015: Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

(Üniversite)

2006-2010 (Lise): Adana Gündoğdu Koleji

2003-2006 (Ortaöğretim): Mimar Kemal İlköğretim Okulu

1998-2003 (İlköğretim): Mimar Kemal İlköğretim Okulu

Yabancı dili: İngilizce

III. Ulusal ve Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Tebliğlerim

PİEG 2017 (BELGRAD) POSTER SUNUMU

PİEG 2018 (ANTALYA) POSTER SUNUMU

IV. Katıldığım Ulusal ve Uluslararası Bilimsel Kongreler

PİEG (2016) ANTALYA

Greatist 2016 Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 28-30 Ekim 2016, İstanbul.

PİEG (2017) BELGRAD

V. Katıldığım Seminer, Kurs, Toplantılar ve Sertifikalar

M.E.G.A 2017 İlkbahar Dönemi Sürekli Eğitim Seminerleri”, katılım sertifikası.

Cerec eğitimi