



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



SUNİ DİŞLERİN AŞINDIRMA SONRASI
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE POLİSAJ
TEKNİKLERİNİN ETKİSİ

İrem ÜÇÜNCÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. K. Funda AKALTAN

ANKARA
2020

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

SUNİ DİŞLERİN AŞINDIRMA SONRASI
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE POLİSAJ
TEKNİKLERİNİN ETKİSİ

İrem ÜÇÜNCÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. K. Funda AKALTAN

ANKARA

2020

Etik Beyan

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Sunî Dişlerin Aşındırma Sonrası Yüzey Pürüzlülüğüne Polisaj Tekniklerinin Etkisi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan laboratuvar çalışması tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : İrem ÜÇÜNCÜ

Tarih :

İmza :

KABUL VE ONAY

X X X X

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Suni Dişler	1
1.1.1. Suni Dişlerin Tarihçesi	1
1.1.2. Suni Dişlerde Bulunması Gereken Özellikler	2
1.1.3. Suni Diş Materyalleri	4
1.1.3.1. Akrilik Dişler	4
1.1.3.1.1. Konvansiyonel PMMA (Doldurucusuz)	5
1.1.3.1.2. İnorganik Dolduruculu Akrilik	6
1.1.3.1.3. Yüksek Çapraz Bağlar İçeren Akrilik	6
1.1.3.2. Kompozit dişler	7
1.1.3.2.1. İzosit	9
1.1.3.2.2. Nanohibrit	10
1.1.3.3. Porselen dişler	11
1.2. Yüzey Pürüzlülüğü	11
1.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	14
1.2.1.1. Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM)	14
1.2.1.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	15
1.2.1.3. Profilometre	15
1.2.1.3.1. Mekanik Profilometreler	16
1.2.1.3.2. Optik Profilometreler	17
1.3. Polisaj	18
1.3.1. Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Materyaller	20
1.3.1.1. Aşındırıcı Partikül Tipleri	21
1.3.1.2. Aşındırıcılar ile Hazırlanan Materyaller	21
1.3.1.3. Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme ve Polisaj Materyalleri	22
1.3.1.4. Aşındırıcı İçeren Polisaj Materyalleri	23
1.3.2. Akrilik İçin Bitirme ve Polisaj	24
1.3.3. Kompozit Materyaller İçin Bitirme ve Polisaj	26
1.3.4. Tezin Amacı	28
2. GEREÇ VE YÖNTEM	29
2.1. Suni Diş Örneklerinin Hazırlanması	31
2.2. Suni Diş Örneklerinin Yüzey Hazırlığı	32
2.3. Suni Diş Örneklerine Uygulanan Polisaj İşlemleri	33
2.4. Suni Diş Örneklerinin Polisaj Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri	35
2.5. İstatistiksel Analiz	36

3. BULGULAR	37
4. TARTIşMA	43
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	56
ÖZET	57
SUMMARY	58
KAYNAKLAR	59
ÖZGEÇMİş	74



ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim başladığı günden bu yana desteğini, özverisini her daim hissettiren, eğitim aşkı ve ışıyla etrafını aydınlatan, eğitim sürecimde bana yol gösteren, hayata ve hekimliğe bakış açımı yön veren, çok değerli danışman hocam **Sayın Prof. Dr. Funda AKALTAN**'a;

Uzmanlık eğitimim süresince katkılarını ve emeklerini esirgemeyen Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine;

Tez jürimin değerli üyeleri **Sayın Prof. Dr. A. Cavidan AKÖREN** ve **Sayın Prof. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ TÜTÜNCÜLER**'e;

İstatistik çalışmalarımda büyük bir sabırla bana destek olan **Sayın Prof. Dr. Ensar BAŞPINAR**'a;

Tez çalışmalarımda desteğini özveri ve güzel sohbetiyle süsleyen **Sayın Gülseren SOYTEKİN**, fakültemiz araştırma laboratuvarı sorumlusu **Sayın Mustafa Yeşil** ve kıymetli eşi **Kadriye Yeşil**'e;

Her zaman içtenliği, sevgisi ve dostluğuyla yanımda olan bölüm personellerimiz **Sayın Gül YILMAZ**, **Sayın Mansur CİHAN**, **Sayın Necla YILDIZ**'a;

Görev süreleri boyunca el emeklerini ve samimiyetlerini esirgemeyen, tez dönemimde de yanımda olduklarını hissettiren **Sayın Erdoğan ÖZEL**, **Sayın Uğur ÖZDEMİR**'e;

Aynı bölümü paylaşmaktan mutluluk duyduğum değerli uzmanlarımız ve bölüm arkadaşlarıma;

Ankara'daki ailem olan değerli arkadaşlarım **Sayın Hacer ERTÜRK AKYEL**, **Sayın Sebile ALTINTAŞ**, **Sayın Kübra KİRİŞCİ**, **Sayın Özge ÖNCÜ YENİAY**, **Sayın Gökhan ÇİÇEKÇİ**, **Sayın Şule Nur MACİT**, **Sayın Ümran YILMAZ**, **Sayın Uzm. Dt. Ece İrem OĞUZ**, **Sayın Doç. Dr. Fehmi GÖNÜLDAŞ**'a;

Beni sonsuz özveri, emek, sevgi ve saygıyla yetiştiren, hayattaki ilk öğretmenlerim, yol göstericilerim ve en büyük destekçilerim anne ve babam **Canan ÖZTÜRK** ve **Mümin ÖZTÜRK**'e;

Desteği ve sürprizleriyle hayatımın en sevgi dolu kişisi, hem dostum hem ablam **Sayın İnci ÖZTÜRK**'e;

Sevgi, özveri ve emekle her anımı paylaşıp güzelleştiren eşim kıymetlim **Sayın Oğuzhan ÜÇÜNCÜ**'ye;

Tüm içtenliğimle, sevgi ve saygı ile teşekkür ederim...

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
µm	Mikrometre
AFM	Atomik kuvvet mikroskobu
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
ANOVA	ANalysis Of VAriance
Bis GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
DCL	Double cross linked
G	Gram
ml	Mililitre
mm	Milimetre
N	Newton
NHK	Nanohibrit kompozit
Nm	Nanometre
°	Derece
PMMA	Polimetil metakrilat
Rpm	Revolutions Per Minute
SEM	Taramalı elektron mikroskobisi
SiO ₂	Silikon dioksit
Sn	Saniye
UDMA	Üretan dimetakrilat

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Konvansiyonel PMMA dişlerin katman şeması.	5
Şekil 1.2. Çift çapraz bağlı akrilik dişlere ait katman şeması.	7
Şekil 1.3. İzosit diş katman şeması.	10
Şekil 1.4. Nanohibrit kompozit rezin diş katman şeması	11
Şekil 1.5. Ra parametresi diagramı	16
Şekil 2.1. Micracut cihazında bukkal ve lingual olarak bölünecek suni dişlerin görüntüsü.	31
Şekil 2.2. Plastik kalıplarda otopolimerizan akrilik rezin içerisine gömülen suni diş.	32
Şekil 2.3. Polisaj işlemlerinde kullanılan cerrahi mikromotor ve fizyo-dispencer	33
Şekil 2.4. Sof-Lex çok aşamalı polisaj diskleri	34
Şekil 2.5. OneGloss polisaj seti	34

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne göre sınıflandırılması.	8
Çizelge 2.1. Suni diş materyalleri	30
Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan polisaj materyalleri.....	30
Çizelge 3.1. Diş tipi ve parlatma yöntemleri bakımından ortalama Ra değerlerine ilişkin sonuçlar.	37
Çizelge 3.2. Diş tipi ve parlatma yöntemleri bakımından ortalama Ra değerlerine ilişkin 2 Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi sonuçları.	38
Çizelge 3.3. Diş tiplerine göre Ra ortalamaları bakımından parlatma yöntemlerinin karşılaştırılması için Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçları.....	39
Çizelge 3.4. Parlatma yöntemi ve diş tiplerine göre ortalama Ra değerlerinin karşılaştırılması, Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçları.....	41

1. GİRİŞ

1.1. Suni Dişler

Suni dişler kaybedilen dişlerin ve dokuların estetik, fonksiyon, fonasyon, artikülasyon gibi önemli bileşenlerinin geri kazanımında protetik tedaviler için vazgeçilmezdir. Ön ve arka grup suni dişlerin farklı niteliklere sahip olması beklenir. Ön grup dişler için estetik ve fonasyon birincil önemdeyken; arka grup için çiğneme etkinliği, okluzyonun korunması gibi kriterler esastır (Can ve Akaltan, 2005).

Gelişen teknoloji ile dental materyal endüstrisi de ivme kazanmış; suni diş skalası oldukça çeşitlenmiştir. Güçlendirilmiş akrilik, iç içe (interpenetrating) polimer ağına sahip akrilik gibi yeni jenerasyon akrilik suni dişlerin yanı sıra farklı doldurucu büyüklüğüne sahip kompozit dişler de piyasaya sunulmuştur (Fenton, 2004; Mutlu-Sagesen ve ark., 2001).

Hastaya uygun diş seçiminde hekime düşen rol; hastaya seçenekler hakkında bilgi vermek, hastanın estetik beklentisine uygun, okluzyonun ideal rehabilitasyonunu sağlayacak diş seçimini gerçekleştirmektir. Bu süreçte hastayla ilgili fiziksel ve biyolojik faktörler ile ekonomik durumu da göz önünde bulundurulmalıdır (Fenton, 2004; Zarb ve ark., 2013).

1.1.1. Suni Dişlerin Tarihçesi

Ağız ve diş sağlığına verilen değerin yüzyıllardır yerini koruduğu bilinmektedir. Sayısız uygarlıktan kalan eserler, tarihi kalıntılar bunu en iyi biçimde kanıtlamaktadır.

Eski Mısır uygarlığında ağız ve diş sağlığına özel bir önem verildiği, ağaçtan yontulan yapay dişlerin keten iplik ya da altın ve gümüş tellerle boşluğa komşu dişlere bağlandıkları belirlenmiştir. Fenike uygarlığına ait olduğu belirlenen kalıntılarda başka bir bireye ait olan iki dişin, ilgili dişsiz bölgeye altın teller ile bağlandığına rastlanmıştır. Japonya’da 6. yüzyıldan kaldığı belirlenen tek parça kiraz ya da kayısı ağacından oyulmuş ahşap protezler bulunmuştur. Arka grup dişler için iri başlı çivilere, ön grup dişlerde estetik amaçlı olduğu varsayılan sedef parçalarına rastlanmıştır. Yeniçağ Avrupasında 16. yüzyılda yaşamış dönemin cerrahlarından Ambroise Pare ve öğrencisi Jacques Guillermeau tarafından suni diş eldesine ait bir karışım tarif edilmiştir (Efeoğlu ve ark., 2000).

Porselen dişler 1846 yılında suni diş materyali olarak tanıtılmıştır. 1930 yılına gelindiğinde akrilik rezin, diş hekimliği alanında da kullanılmaya başlanmıştır (Foser, 1999). 1940 yılından bu yana akrilik dişler protetik tedavilerde sıkça tercih edilmektedir. Akrilik dişlere ait aşınma, renk değiştirme, organik çözücülerde çözünme gibi dezavantajlar 1952 yılında çapraz bağlantı ajanlarının geliştirilmesi ve üretim tekniklerindeki ilerlemelerle büyük ölçüde giderilmiştir (Çalikkocaoğlu, 2004).

1.1.2. Suni Dişlerde Bulunması Gereken Özellikler

Protetik tedavilerde önemli yeri olan suni dişlerde aranan kriterler başlıca fiziksel dayanıklılık ve estetik görünümdür. Arka grup dişler için okluzal kuvvetleri karşılayabilecek mekanik özellikler ve sağlamlık önemliyken, ön grup için estetik ilk sırada gelmektedir (Anusavice, 1996; Phillips, 1991). Elde edilen optimum okluzyonun korunması, çiğneme etkinliğinin devamlılığı, yapısal dayanıklılık, protez kaide materyali ile yeterli bağlanma, kolay polisajlanma, kırılma, aşınma ve renklenmeye karşı direnç yapay dişlerde aranan mekanik özellikler olarak sıralanabilir. Hastaya uygun estetik, doğal dişlere benzer renk, form ve ışık geçirgenliği gibi görsel faktörler de suni dişlerden beklenen özelliklerdir. Bunların yanı sıra vakaya bağlı veya hasta konforu düşünülerek düşük ağırlıktaki suni dişlerin

tercih edilmesi gibi durumlarda suni diş materyalinin kırılmaya karşı maksimum direnç ve sağlamlıkta olması da göz önünde bulundurulmalıdır (Kawano ve ark., 2002).

Suni dişler biyouyumluluk, kimyasal ve mekanik direnç, kolay cilalanabilirlik ve protez kaidesine yeterli bağlanma mukavemeti sağlamak için farklı rezin katmanlarından oluşur (Patil ve ark., 2006). Parlaklık ve yarı saydamlık gibi estetik gereksinimler ile çiğneme kuvvetlerine direncin sağlanabilmesi için, benzer kimyasal bileşime rağmen ön ve arka grup suni dişler arasında tükürük proteinlerinin ve oral bakterilerin tutunmasını etkileyebilecek dolgu içeriği veya rezin yapısında farklılıklar vardır. Dental rezinlerin monomer ve dolgu bileşiminin, yüzey özelliklerini ve biyofilm oluşumunu önemli ölçüde etkilediği bulunmuştur (Carlén ve ark., 2001; Gröger ve ark., 2006; Hahnel ve ark., 2008a).

Dental ve protetik yüzeylerde plak oluşumu; çürük lezyonları, periodontal enflamasyon, protez stomatiti ve sonucunda diş kaybı gibi klinik tablolara neden olabilmektedir. Bu nedenle klinisyenler tarafından dental materyallerin oral mikroorganizma yapışmasına karşı düşük duyarlılıkta olması tercih sebebi olmalıdır (Axelsson ve Lindhe, 1978; Nikawa ve ark., 1998).

Suni dişlerin üretiminde kullanılan materyallerin aşınma ve renklenme direnci, yüzey pürüzlülüğünün düşük olması, minimum plak tutulumu gibi kriterlere sahip olması istenmektedir (Kawano ve ark., 2002). Akrilik rezin ve porselenler en sık kullanılan materyaller olsa da ideal olarak istenileni karşılamamaktadır (Imamura ve ark., 2008).

1.1.3. Suni Diş Materyalleri

1.1.3.1. Akrilik Dişler

1930'da akrilatların geliştirilmesi ile dental uygulamalarda endüstriyel rezinlerin üretimi başlamıştır. 1940'lı yıllarda, polimetil metakrilat (PMMA) esaslı suni dişler üretilmiştir. PMMA içerikli materyaller günümüzde protetik tedavi kapsamında sıklıkla kullanılmaktadır. Konvansiyonel akrilik dişlerin esas yapısında PMMA ve çapraz bağlar içeren ajanlar bulunmaktadır ve dişler lineer polimer yapıdadır (Shahdad ve ark., 2007).

Akrilik dişlerin mekanik ve fiziksel özellikleri gelişen teknoloji ile iyileştirilmiştir. Yeni nesil akrilik dişler, PMMA polimerlerin yanı sıra aşınmaya karşı direnç için inorganik dolgu partikülleri ile desteklenmiştir. Mekanik özellikleri ve çözücü direncini arttırmak için, iç içe geçen rezin ağları, PMMA yapısında çift çapraz bağlama ve nanodolduruculu rezinler gibi modifikasyonlar yapılmıştır (Powers ve Sakaguchi, 2006; Stober ve ark., 2006). Akrilik dişler ile modifiye akrilik dişler arasındaki en büyük fark mikro yapılarıdır. Modifiye akrilik dişlerin tamamı çapraz bağlar içermektedir. Çapraz bağların yanı sıra çeşitli büyüklüklerdeki kompozit doldurucuların ilavesi ile akrilik rezinin fiziksel ve mekanik özellikleri güçlendirilmiştir (Abe ve ark., 2001).

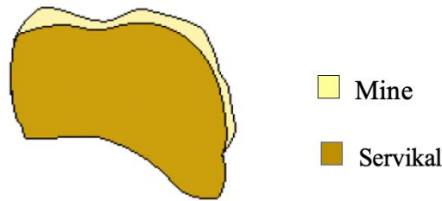
Akriliklerin popülerliği; uygun çalışma özellikleri, kabul edilebilir mekanik ve estetik özelliklere sahip olması, ucuz ekipmanlarla üretiminin kolay olmasıyla açıklanabilir (Craig ve ark., 1996; Phoenix, 2003). Akrilik dişler, protez kaidesine porselenden daha iyi bir bağlanma, porselen dişlere kıyasla kırıkların daha az görülmesi, gelişmiş estetik, uyumlama ve polisajlama kolaylığı gibi çeşitli avantajlar sunmaktadır (Takahashi ve ark., 2000). Akrilik dişlerin tercih edilme nedenleri olarak; interokluzal mesafenin yetersiz olduğu hareketli bölümlü protez vakalarında karşıt doğal dentisyonla uyumlu okluzyonun oluşturulmasındaki uygulama kolaylığı, implantüstü protetik restorasyonların yapımında stres azaltıcı etkileri sıralanabilir

(Diaz-Arnold ve ark., 1999; Hirano ve ark., 1998). Fakat akrilik dişler aşınmaya karşı düşük direnç ve kırılma dayanımı sergilediklerinden dezavantajlıdır (Mello ve ark., 2009). Akrilik dişlerin karşıt dişlerde aşınmayı azaltması bir avantaj sağlarken, aşınan akrilik dişlerin var olan okluzyonun korunmasında negatif etkisi vardır. Okluzal dikey boyut kaybı, çiğneme etkinliğinin azalması, çenelerarası ilişki bozuklukları gibi sonuçlar protetik restorasyonun yenilenmesini gerektirir (Abe ve ark., 1997). Akrilik dişler, çapraz bağlama maddeleri, farklı monomerler ve doldurucuların ilavesiyle aşınma dezavantajının ortadan kaldırılması için modifiye edilmiştir (Powers ve Sakaguchi, 2006).

1.1.3.1.1. Konvansiyonel PMMA (Doldurucusuz)

Doldurucu içermeyen akrilik dişlerin bileşimi, çapraz bağlar içeren ajanlar bulunan polimer matrisinde PMMA boncukları ve renk pigmentlerinden oluşmaktadır (Vallittu ve ark., 1997). Üretiminde, çapraz bağlı olmayan bir doğrusal polimer, bir çapraz bağlama ajanı içeren monomer ile karıştırılıp polimerize edilir. Monomer ve çapraz bağlama ajanı karışımı, bir metil metakrilat ve bir dimetakrilattan, çoğu durumda etilen glikol dimetakrilattan oluşmaktadır.

Zaman içerisinde aşınma direnci, kırılmaya karşı dayanıklılık ve daha iyi estetik ile ilgili bazı gelişmeler kaydedilmiştir (Kawara ve ark., 1991; Whitman ve ark., 1987). Akrilik dişlere çapraz bağların ilavesi, fiziksel ve mekanik özellikleri güçlendirmiş, aşınma direncini arttırmıştır (Abe ve ark., 2001; Shahdad ve ark., 2007).



Şekil 1.1. Konvansiyonel PMMA dişlerin katman şeması.

1.1.3.1.2. İnorganik Dolduruculu Akrilik

Konvansiyonel PMMA akrilik dişlerin mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla inorganik doldurucu materyaller ilave edilmiştir. Silikon dioksit gibi inorganik doldurucu partiküllerinin akrilik yapısına eklenmesiyle aşınma direncinin artırılması amaçlanmıştır.

1.1.3.1.3. Yüksek Çapraz Bağlar İçeren Akrilik

PMMA akrilik dişlerin en önemli dezavantajı olan aşınma problemi, 1952 yılında çapraz bağlantı ajanlarının keşfi ve üretimdeki yeniliklerle büyük ölçüde çözülmüştür. Bu sayede akrilik; organik çözücülere, ısıya ve distorsiyona daha dirençli hale gelmiştir (Dirksen, 1952). Akrilik diş üretiminde meydana gelebilen çatlak oluşumu da çapraz bağlantılar sayesinde sona ermiştir (Sweeney ve ark., 1958). Çapraz bağlı bir akrilik sistemi, konvansiyonel akriliğe kıyasla; renk stabilitesi, aşınma direnci, plak oluşum direnci, biyolojik uyumluluk ve parlatma özellikleri (artan termal direnç nedeniyle) açısından avantajlı olarak değerlendirilmektedir (Khanna ve Aparna, 2013).

1.1.3.1.3.1. İç İç Geçmiş Polimer Ağı

İç içe geçmiş polimer ağ dişleri, kalıcı ağlarla özellikleri geliştirilmiş iki veya daha fazla mevcut polimerin harmanlanmasıyla üretilir. Bu dişler polimer yapılarından dolayı konvansiyonel akrilik dişlerden daha sert olup aşınma, kırılma, renklenme ve ısıya karşı dirençlidir (Kawara ve ark., 1991; Takahashi ve ark., 2000).

1.1.3.1.3.2. Çift Çapraz Bağlı Akrilik

Çift çapraz bağlı akrilik (Double cross linked) dişlerde polimer ve matris homojen şekilde çapraz bağlanmıştır. Aşındırmayla ayrılan çapraz bağlı olmayan polimer boncuklarının açığa çıkması gibi konvansiyonel akrilik dişlerin zayıf noktaları ortadan kaldırılmıştır. Konvansiyonel PMMA dişlerden bir diğer farkları, organik doldurucu içermeleridir. Gıdalara, karşıt diş temaslarına ve fırçalamaya bağlı aşınmaya karşı daha dirençlidir (Khanna ve Aparna, 2013). Konvansiyonel akrilik dişlerle karşılaştırıldığında zayıf kaldığı nokta, protez kaidesine daha düşük bağlanma olarak bildirilmiştir (Takahashi ve ark., 2000). Bu nedenle, üretimleri esnasında kaideyle temasta olacak (ridge-lap) kısımlarının, en az çapraz bağlı içerikte olması beklenmektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006). Bu gruptaki suni dişler insizal, dentin, servikal ve arka insizal olmak üzere dört katmandan oluşmaktadır.



Şekil 1.2. Çift çapraz bağlı akrilik dişlere ait katman şeması.

1.1.3.2. Kompozit Dişler

Rafael Bowen tarafından “Bowen monomeri” olarak da bilinen Bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA)’ın geliştirilmesi, 1950’li yıllarda kompozitlerin ilk adımı olmuştur. Kompozit rezinler, diş yapı kaybı restorasyonu, diş renginin ve konturun modifikasyonu gibi estetik tedaviler için yaygın olarak kullanılmaktadır (O’Brien, 2008; Radz, 2013; Tortopidis ve ark., 2007). Piyasaya sürüldükleri 50 yıldan bu yana, estetik bir restoratif materyal olarak özelliklerinin geliştirilmesi için çeşitli modifikasyonlar yapılmıştır (Sakaguchi ve Power, 2012).

Rezin kompozitler doldurucu çeşidi, dağılımı, parçacık boyutu ve materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri gibi çeşitli özelliklere göre sınıflandırılmıştır. Günümüzde parçacık boyutuna göre sınıflandırmalar yaygın olarak kullanılmaktadır (Ritter, 2005). Karma partikül boyutu içeren kompozitlere hibrit kompozit adı verilip en geniş partikül boyutu genellikle hibrit tipini belirlemekte kullanılmaktadır (Bayne ve ark., 2002).

Çizelge 1.1. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne göre sınıflandırılması (Dayangaç, 2011).

Kompozit Resin	İnorganik Partikül Büyüklüğü (µm)	Partikül Yüzdesi
Megafil	50-100	
Makrofil	10-100	70-80
Midifil	1-10	70-80
Minifil	0,1-1	75-85
Mikrofil	0,01-0,1	35-60
Hibrit	0,04-1	75-80
Nanofil	0,005-0,01	

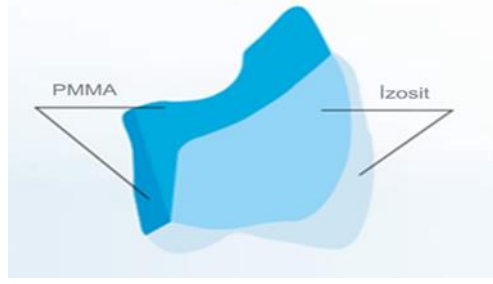
Bu sınıflama dışında yaygın olarak kullanılan üç kategori önerilmiştir: mikrodolduruculu, mikrohibrit ve nanokompozit (Senawongse ve Pongprueksa, 2007). Modern diş hekimliğinde en çok tercih edilenler nanokompozitlerdir ve nanodolduruculu kompozitler ve nanohibritler olarak iki ana gruba ayrılabilir (Saunders, 2009; Subrahmani ve Ahmed, 2012). Yüksek konsantrasyonda sadece nanoboyutlu doldurucu içerenler nanodolduruculu kompozit; mikrometrik ve nanometrik aralıklardaki parçacıklar gibi çeşitli boyutlarda parçacıklardan oluşan kompozitler ise nanohibrit kompozit olarak tanıtılmıştır (Chen, 2010). Nanokompozitlerde daha küçük doldurucuların ilavesiyle parçacıklar arasında daha az mesafe olması materyalin aşınma direncini de arttırmıştır (Bansal ve ark., 2019). Moraes ve arkadaşları (2009), nanohibrit ve nanodolduruculu kompozit rezinlerin klinik performanslarının eşit olduğunu ve mikrohibritlerden daha başarılı sonuç verdiğini rapor etmişlerdir.

Kompozit içerikli suni dişler, PMMA polimerleri içermeyip; metakrilat matrisi, üretilen dimetakrilat (UDMA) bazlı çapraz bağlama ajanı ve inorganik mikro doldurucu maddeleri içermektedir. PMMA içerikli malzemelere kıyasla, sertlik ve rijidite önemli ölçüde artmıştır. UDMA bazlı matris rezinlerde daha fazla renklenme bildirilmiştir (Khan ve ark., 1987). Mikro-silika doldurucu ve prepolimerize mikro-silika doldurucular, kompozit suni dişler için pürüzsüz bir yüzey oluşturmaktadır. Kompozit suni dişler aşınma direnci, renk stabilitesi, düşük su emilimi ve akrilik rezin kaideye kimyasal bağlanma gibi fiziksel kompozit rezin özellikleri nedeniyle yaygın olarak kullanılır (Dal Piva ve ark., 2018).

1.1.3.2.1. İzosit

Hidrofobik pirolitik silisyum dioksitin özel modifiye edilmiş bir Bowen Reçinesi ile kullanılmasıyla izosit materyali geliştirilmiştir. Modifiye Bowen Reçinesi organik dolgu ve sıvı matrisinden oluşmaktadır ve sistemde koyulaştırıcı ve güçlendirici rolü olan pirolitik silisyum yer almaktadır. İzosit materyali, PMMA esaslı olmayıp inorganik mikrodoldurucular ilave edilmiş UDMA esaslı bir çapraz bağlantı ajanı içermektedir. İzosit Sistemi, hacimce yaklaşık %20 pirolitik silisyum dioksitten oluşur. Pirolitik silisyum dioksitin tanecik boyutu, görünür ışığın dalga boyundan daha az olup oldukça küçük parçacık boyutuyla kozmetik olarak kabul edilebilir dental materyallerdendir (Mischl, 1978).

İzosit dişler, karşıt arkı aşındıran porselen diş ve aşınmaya çok yatkın akrilik dişlere alternatif oluşturmaktadır. Aşınmaya akrilik dişten çok daha dayanıklıdır, ancak porselen suni diş kadar sert değildir. Akrilik rezin kaideli protezlerde mekanik retansiyon gerektirmemesi avantajları arasındadır. İzosit suni dişlerin servikal kısmı konvansiyonel PMMA, gövde ve insizal kısmı aşınmaya dayanıklı izositten üretilmiştir (Mischl, 1978).

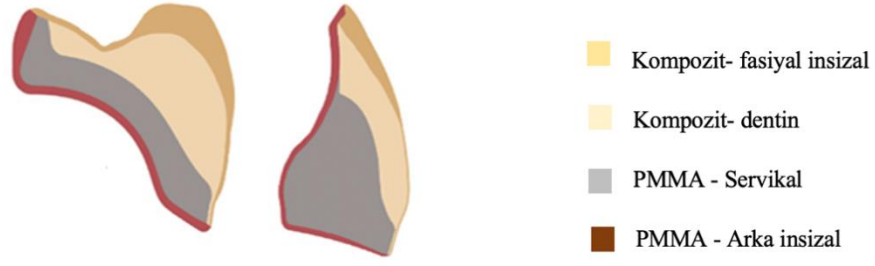


Şekil 1.3. İzosit diş katman şeması.

1.1.3.2.2. Nanohibrit

Nanohibrit kompozit (NHK) suni dişler, ana bileşenler olarak inorganik doldurucular, izodoldurucular (ön polimerler) ve PMMA kümeleri içeren UDMA matrisinden üretilmektedir. Nanohibrit kompozit dişler 4 katmandan oluşmakta; dıştaki 2 katmanın toplam kalınlığı yaklaşık 3 mm'lik nanohibrit kompozit rezin, iç 2 katman ise PMMA'dan oluşmaktadır (Munshi ve ark., 2017).

Üretici firmanın verilerine göre; içeriği UDMA matriks, yüksek yoğunluklu silanize SiO₂, inorganik dolduruculu UDMA polimer, silanize SiO₂ partikülleri ve PMMA kümesinden oluşmaktadır. UDMA matrisi, kararlı ve kimyasal çözücülere karşı dayanıklıdır. Silanize SiO₂ partikülleri, matrisi güçlendirip malzemenin sertliğini ve aşınma direncini arttırmaktadır. Ayrıca malzemenin kırılma indisini, doğal gölge etkisi ve opalesensliği optimize eder. Nano boyuttaki modifiye edilmiş inorganik parçacıklar kompozit yapıyı güçlendirmekte, homojen temas yüzeyleri oluşturmaktadır. Üreticiye göre, bu durum karşıt diş yapısının korunmasına da yardımcı olmaktadır. Yapılan çalışmalarda nanokompozit suni dişlerde aşınma olduğunda dahi yüzey düzgünlüğünün korunduğu, akrilik dişlerden daha dayanıklı ve aşınma direncinin daha fazla olduğu görülmüştür (Ghazal ve ark., 2008; Suzuki, 2004).



Şekil 1.4. Nanohibrit kompozit rezin diş katman şeması

1.1.3.3.Porselen Dişler

1846 yılında suni diş materyali olarak uygulanmaya başlanan porselen içeriğinde feldspat, quartz, kaolin ve renk pigmentleri bulunmaktadır (Foser, 1999). Aşınma direnci açısından üstün materyal olarak gösterilmektedir. Porselen yüzeyler, renklendirici ajanlardan ve çözücülerden etkilenmemektedir. Yüksek renk kalitesi, renk stabilitesi ve estetik başarıya sahip materyal olarak bilinmektedir.

Protez ile oluşturulan okluzyonun uzun süre korunması, vertikal boyut kaybının görülmemesi, çiğneme fonksiyonunun devamlılığı gibi birçok avantaja sahiptir (Ersu ve ark., 2007). Porselen dişlerin en önemli dezavantajları; kırılganlık, rezorbe kretlerde aşırı yük iletimi, çiğneme sırasında ses çıkarması, protez kaide materyali ile bağlantı yetersizliği ve karşit okluzyonla uyumlama zorluğu ve polisaj güçlüğüdür (Mandikos ve ark., 2001).

1.2. Yüzey Pürüzlülüğü

Dental restoratif materyallerin literatürde en çok araştırılan özelliklerinden biri, klinik önemi nedeniyle yüzey pürüzlülüğüdür (Al-Shammery ve ark., 2007). Yüzey pürüzlülüğü, bir materyalin kendi karakteristiğinden veya materyalin elde edilme sürecinden kaynaklı, materyalin yüzey dokusunda oluşabilen düzensizlikler olarak tanımlanmıştır (Paravina ve Powers, 2004). Protetik elemanların yüzey pürüzlülüğü, doğrudan temas halinde olduğu dokuların ağız sağlığını etkilediğinden oldukça

önemlidir. Yapılan birçok çalışmada, pürüzlü yüzeylerin pürüzsüz yüzeylere göre bakteri birikimi ve plak oluşumuna önemli ölçüde daha eğilimli olduğu gösterilmiştir (Bollen ve ark., 1997; Quirynen ve ark., 1990; Verran ve Maryan, 1997). Ayrıca, pürüzlü yüzeylere sahip dental restorasyonlar boyanma ve renk değişikliğine daha yatkın olup, restorasyonun estetik ve kabul edilebilirliğinin azalmasıyla sonuçlanır (Borchers ve ark., 1999; Ghazal ve Kern, 2009).

Bakteriyel bir mikrokoloni olarak kabul edilen biyofilm, oral kavitedeki düzensiz yüzeylerde daha fazla oluşmaktadır (Neppelenbroek ve ark., 2009). Birikmiş biyofilm diş çürüğü, periodontal hastalıklar, protez stomatiti gibi hastalıkların etiyolojisi ile ilişkilidir (Berger ve ark., 2006). Biyofilm ve plak oluşumu sürecinde yüzey pürüzlülüğü ve yüzey serbest enerjisinin önemli rolü vardır. Çeşitli çalışmaların sonuçları yüzey pürüzlülüğünün mikrobiyal tutunma üzerindeki etkisinin yüzey serbest enerjisinin etkisinden çok daha önemli olduğunu göstermiştir (Quirynen ve ark., 1990; Quirynen ve Bollen, 1995). Mikrobiyal birikimi en aza indirmek için protez yüzeylerinin de pürüzsüz, iyi bitirilmiş bir yüzeye sahip olması gerekir. Gözenekli bir protez yüzeyi eksojen renklenmeye, diştaşı birikimine ve gıdaların yapışmasına karşı daha hassastır ve hastaya rahatsızlık verir (Kasina ve ark., 2014). Ayrıca pürüzlü yüzeyler bakterilerin doğal olarak uzaklaştırılmasına ve ağız hijyeni yöntemlerine engel olabilir. Mikrobiyal tutunmayı, lokal enfeksiyonları ve erken protez bozulmalarını önlemek için mümkün olan en düşük pürüzlülüğe sahip bir yüzey elde edilmesi önerilmektedir (Verran ve Maryan, 1997).

Pürüzsüz bitirilmiş yüzeyler, periodontal hastalık veya çürük sebebiyle protez destek dişlerinin ve komşu dişlerin kaybını önlemenin yanında, estetik olarak kabul edilebilirlik için de son derece önemlidir (Barbosa ve ark., 2009; Goncalves ve ark., 2008). Bazı araştırmacılar tarafından düşük pürüzlülüğün değerleri olarak 0,7 µm ile 3,4 µm arasında bir aralık belirlenmiştir (Zissis ve ark., 2000). 0,2 µm altında bakteriyel yapışmanın beklenmemesinden dolayı klinik olarak kabul edilebilir pürüzlülük değeri için bu eşik değeri bildirilmiştir (Quirynen ve Bollen, 1995). Dramatik kolonizasyon ise 2 µm'den başlamaktadır. Yapılan bir klinik çalışmada,

hastaların çoğunun yaklaşık 0,5 µm pürüzlülük farkını ayırt edebildiği bildirilmiştir (Jones ve ark., 2004).

Pürüzsüz akrilik rezinin karakteristiği olarak belirtilen değer 0,12 µm'dir (Quirynen ve ark., 1990). Zissis ve arkadaşları (2000), akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüğü için 3,4 - 7,6 µm arasında ortalama değerler bulmuştur. Richmond ve arkadaşları (2004) ise, 1,36 - 9,43 µm arasında değişen ortalama yüzey pürüzlülüğü bildirmiştir.

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne ilişkin genel olarak doldurucu büyüklüğü ile ilişkisi öne çıkarılmıştır (Lee ve ark., 2000; Sarac ve ark., 2006). Yapılan çalışmalarda daha küçük dolduruculara sahip kompozit rezinlerin yüzeyleri daha pürüzsüz olarak bildirilmiştir (da Costa ve ark., 2010; Reis ve ark., 2002; Sarac ve ark., 2006).

Kompozit materyallerin sonuç yüzey kalitesi; doldurucu çeşidi, doldurucu boyutu ve şekli, yüzey sertliği, polisaj işlemleri ve rezin matrisinin yapısını içeren çeşitli faktörlere bağlıdır (Chung, 1994; Reis ve ark., 2003). Geleneksel olarak daha büyük doldurucu partiküllere sahip kompozit rezinlerin parlatmadan sonra daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olması öngörülmektedir. Bazı araştırmalar, daha küçük parçacıklara sahip kompozit malzemelerin, birkaç sistemle polisaj ile daha yüksek parlaklık ve daha düşük yüzey pürüzlülüğü sonuçlarına varmıştır (da Costa ve ark., 2010; Turssi ve ark., 2001).

Yüzey pürüzlülüğü, materyalin kendisinin veya materyale karşılık gelen antagonist materyallerin aşınma davranışında önemli bir yere sahiptir (Turssi ve ark., 2003). Yüzey düzgünlüğü ve pürüzsüzlülüğü, sürtünme katsayısını azaltır; bu sayede restorasyonların klinik performansını etkileyen aşınma parametresi oranı azalabilir (Tjan ve Chan, 1989). Yüzey pürüzlülüğü yüksek olan materyallerin yüksek antagonistik aşınmaya neden olduğu bildirilmiştir (Oh ve ark., 2002). Protetik uyumlama için yapılan aşındırma sonrasında rezin yüzeylerin pürüzlülüğü artacağından, yüzey tekrar polisajlanmalıdır (Kuhar ve Funduk, 2005). Kolay

erişilebilir ve kullanılabilir malzemeler ile klinik zamanın azaltılması ve daha pürüzsüz yüzey eldesi için bitirme ve parlatma tekniklerinden yararlanılmalıdır (Goncalves ve ark., 2008).

Yüzey kalitesi kompozit rezinler gibi kırılğan malzemelerdeki kırılma direncini etkiler; düzgün bir yüzey kırılma direncinin artmasına katkıda bulunur (Jager ve ark., 2000). Farklı kompozit rezinlerin bitirme-parlatma prosedürleri ve aşınma sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkinin incelendiği bir çalışmada, aralarında anlamlı bir ilişki olmadığı ayrıca kullanılan parlatma yöntemine bakılmaksızın kompozit rezin yüzeylerde aşınma alanlarının aynı ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerine ulaştığını bildirmişlerdir (Turssi ve ark., 2005).

1.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için farklı yöntemler mevcuttur. Optik ve taramalı elektron mikroskopisi (SEM) gibi nitel yöntemler ve yüzey profili analizi gibi nicel yöntemler kullanılmaktadır. Yüzey profili ölçümleri için temassız lazer modları ve lazer yansıtma ile temaslı elmas ölçüm sistemleri araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Joniot ve ark., 2000; Wennerberg ve ark., 1996; Whitehead ve ark., 1999).

1.2.1.1.Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM)

Taramalı elektron mikroskopisinde görüntü alma işlemi, yüksek hızdaki elektronların incelenen örnek üzerine gönderilmesi ve örnek üzerinde saçılması esasına dayanmaktadır. Elektron akışının sürekli olması için incelenen cismin iletken hale getirilmesinde örnekler 20-1000 nm kalınlıkta Altın ve Palladyum ile kaplanmaktadır (Ergün ve Yenisey, 2006). Taramalı elektron mikroskopisinde, nitel olarak incelenen yüzeyde oluşan çizikler gözlemlenebilir. Elektron ışın tekniklerinde, kontrast farklı elektron emisyonuna dayandığından, düz homojen yüzey malzemeleri

üzerinde kontrast oluşturmamaktadır. Ayrıca bu yöntemle üç boyutlu yüzey dokusu görüntülenememekte ve yüzey topografyasının SEM ile tanımlanmasını sınırlamaktadır (Kakaboura ve ark., 2007).

1.2.1.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik kuvvet mikroskobunda sistem temel olarak silikon veya silisyum nitrit kaplı keskin bir iğne ucun, piezo elektrik kontrol elemanları aracılığıyla incelenen yüzey üzerinde üç boyutta (x,y,z eksenleri) hareket ettirilmesine dayanır (Türel, 2015). AFM'nin diğer tekniklere göre 3 boyutlu ölçüm yapması, örnekler için özel bir işlem gerektirmemesi gibi avantajlarının yanında tarama hızının düşük olması, örnek sayısının az olması ve undercutları belirleyememesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (Gadegaard, 2006).

Güncel olarak çalışmalarda kullanılmaya başlanan AFM tekniği, nanometre çözünürlüğünde yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntülerini aktarabilir. AFM ile tüm yüzeyde izlenen alan pürüzlülüğü tanımlanabilmektedir. Bu sayede AFM yönteminin kullanımı, dental materyallerin yüzey kalitesinin değerlendirilmesi amacıyla yüz güldürücü olsa da (Marshall ve ark., 1993; Silikas ve ark., 2001; Wennerberg ve ark., 1996) literatürde daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (Yap ve Mok, 2002).

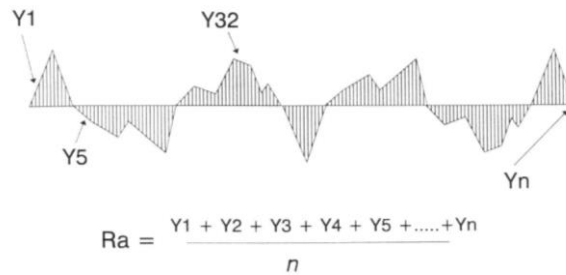
1.2.1.3. Profilometre

Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde optik veya mekanik sensörlere sahip profilometreler kullanılabilir.

1.2.1.3.1. Mekanik Profilometreler

Mekanik profilometreler boyutları belirli olan elmas bir uç yardımıyla örnek yüzeyine temas ederek yüzeyin taranması prensibiyle çalışmakta ve iki boyutlu ölçüm yapmaktadır. Cihazın kaydedici ucu belirli bir hızda örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları yaratarak yüzey profili olarak kaydedilir ve yüzey topografisi ile ilgili değerler rakamsal veya grafiksel olarak elde edilebilir (Bani ve Öztaş, 2013; Joniot ve ark., 2006). 2 boyutlu yüzey profilometresi yatay veya dikey yönlerde çizgi pürüzlülüğünü belirler. Çalışmalarda yaygın olarak kullanılan mekanik sensörler, yüzeyi elmas uç yardımıyla yatay olarak 20-50 µm çözünürlük ile tararlar (Heintze ve ark., 2006).

Yüzeylerin profilometrik incelenmesinde en çok kullanılan parametreler Ra, Rz, Rmax, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır (Whitehead ve ark., 1995). Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanmaktadır. Tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalaması alınarak elde edilir. Bu değer yüzey karakteri için en belirleyici değerdir (Joniot ve ark., 2006).



Şekil 1.5. Ra parametresi diagramı (Whitehead ve ark., 1995)

Rz, belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını ifade etmektedir ve ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır. Rmax, belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi vermektedir. Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. Rpm genel olarak profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm

değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili göstermektedir. Rpm:Rz oranı 0,5'ten daha yüksek ise keskin kenarlı, 0,5'ten daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili göstermektedir (Whitehead ve ark., 1995). Dental çalışmalarda yüzey pürüzlülüğü değerlendirmeleri çoğunlukla Ra parametresi ile gerçekleştirilmektedir (Karahanlı, 2002).

1.2.1.3.2. Optik Profilometreler

Optik profilometreler örnek yüzeyine temas etmeden optik ışınla üç boyutlu tarama yapabilen cihazlardır. Cihaz kendi içindeki referans ile yüzeydeki noktaların arasındaki mesafeyi ölçme prensibiyle çalışmaktadır. Cihazın optik parçaları 100 μm^2 'lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir (Joniot ve ark., 2006). Pürüzlülük değeri minimum olduğunda mekanik profilometreler yerine optik profilometrelerin kullanılmasının daha ideal olacağı bildirilmiştir (Jung ve ark., 2007). Ayrıca optik profilometrelerin 3 boyutlu yüzey topografisini aktararak yüzeyin karakteristiğini ve materyalin kendisinden kaynaklanan mikropürüzlülükleri tespit ettiği, mekanik profilometrelerin ise daha çok polisaj işlemleri ile oluşan yüzey pürüzlülüğü değerlerinin saptanması için tercih edilebileceği bildirilmiştir (Joniot ve ark., 2006).

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde çoğu çalışmada mekanik bir sensör yardımıyla tarama yapan mekanik profilometreler kullanılmaktadır (Joniot ve ark., 2006; Özel ve ark., 2008). Ancak bu cihazların en büyük dezavantajı, sensör ucun tüm düzensizliklerin içine penetre olamaması ve numuneye zarar vermesidir. Optik profilometre ise yüzeye zarar vermeden hızlı bir şekilde ölçüm yapılmasını sağlamaktadır (Yazıcı ve ark., 2007).

Mekanik ve optik sensörler karşılaştırıldığında optik sensörlerin daha yüksek pürüzlülük değerleri verdiği görülmüş; Ra değerlerinde iki sensörün uyumlu sonuçlar verdiği ancak Rz, Rpm ve Rt ölçümlerinde farklılıklar meydana geldiği bildirilmiştir (Heintze ve ark., 2006).

Yapılan çeşitli çalışmalarla yüzey pürüzlülüğü ölçümünde uygulanan yöntemlerin duyarlılığı, hassasiyeti ve yüzey profilometrisinin sınırlamalarına ilişkin eksiklikler tespit edilmiştir (Whitehead ve ark., 1995; Whitehead ve ark., 1996).

1.3. Polisaj

Restoratif ve protetik dental materyallerin iyi şekilde bitirilmesi ve polisajlanması, klinik olarak başarılı restorasyonların anahtarlarından biridir. Oral hijyeni, sağlığı, fonksiyonu ve estetiği geliştirmek için bu prosedür zorunludur.

İyi şekilde bitirme ve polisaj sonucunda, toplam yüzey alanında bir azalma ve restorasyonun yüzey pürüzlülüğünde azalma meydana gelmektedir (Kuhar ve Funduk, 2005; Zissis ve ark., 2000). Pürüzlü bırakılan yüzeylerde sürtünme katsayısı ve aşınma oranında artış görülmektedir (Sarac ve ark., 2006). Ayrıca yapılan çalışmalarda düzgün ve parlak yüzeylerde renklenmenin daha az görüldüğü bildirilmiştir (Patel ve ark., 2004). Bitirme ve polisaj işlemleri sonrası pürüzsüz restorasyon yüzeylerinde, zamana bağlı yaşlanma ile oluşan yüzey pürüzlülüğünün de azaldığı vurgulanmıştır (Küçükeşmen ve ark., 2010).

Dental restorasyonlara uygulanan bitirme ve polisaj tekniklerinin kalitesi, uzun ömürlülüğü ve estetik görünümü büyük ölçüde etkilemektedir (Reis ve ark., 2003; Turkun ve Turkun, 2004). Plak oluşumu ve renk değişikliği, dental laboratuvarlarda konvansiyonel olarak alüminyum oksit macunlar, lastikler veya pomza ile yapılan parlatma işlemiyle azaltılabilir (Kuhar ve Funduk, 2005). Ayrıca yüzey pürüzlülüğü ve *Streptococcus mutans* adezyonu arasında önemli ve pozitif bir ilişki olduğu vurgulanmıştır (Aykent ve ark., 2010). Yapılan önceki çalışmalarda *Candida albicans* ve *Streptococcus oralis*'in pürüzlü akrilik yüzeylere daha fazla tutunduğu bildirilmiştir (Radford ve ark., 1998; Verran ve Maryan, 1997; Yamauchi ve ark., 1990).

Genel terimler olarak bitirme ve polisaj işlemleri pek çok alanda kullanılmaktadır. Restorasyonların etkin bir şekilde bitirilip polisajlanması işlemleri geniş defektlerin daha küçükleriyle yer değiştirmesine dayanmaktadır (Anusavice ve Antonson, 2003). Bitirme, ideal anatomi eldesi için restorasyonu şekillendirip çizikleri gidermektedir. Kaba bitirme işleminde, restorasyonun yüzeyine büyük grenli aşındırıcılar uygulanarak istenen formun verilmesi amaçlanır. Elmas, karbid ve çelik frezler, abraziv kaplı diskler kullanılabilir. İnce bitirme ve düzeltme işleminde kaba bitirme sırasında oluşan düzensizlikler ve çizikler giderilmeye çalışılır. İnce veya çok ince elmas frezler, 18-30 arası çok sayıda bıçağa sahip karbid frezler veya 8-20 µm arası partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılar kullanılabilir. Polisaj son adım olup üst düzey yüzey parlaklığı, iyi estetik görünüm, tutucu alanların eliminasyonu ve düşük aşınma oranının eldesi sağlanır (Janus ve ark., 2010). Sivri uçlu lastik aşındırıcılar, ince partiküllü diskler ve şeritler, çok ince partiküllü polisaj pastaları kullanılabilir (Anusavice ve Antonson, 2003).

Bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılması için klinik ve bilimsel nedenler şunlardır:

- Anatomik konturların düzgün şekilde eldesi için fazlalıkları kaldırıp, restorasyon kenarlarını düzeltmek ve parlatmak
- Kırılma riskini azaltmak (Pürüzlü bir yüzeyde kırık oluşumu daha olasıdır)
- Yüzey defektlerini azaltmak, yüzey alanının küçülmesi sayesinde yüzeyde bozulma ve korozyon riskini azaltmak
- Dental dokular ve protetik elemanlar üzerinde daha az plak birikimi için pürüzsüz yüzey oluşturmak
- Oral fonksiyonlar ve çiğneme etkinliğine pozitif etki sağlamak (Gıdalar polisajlanmış dental ve restoratif yüzeylerden daha kolay ayrılırlar)
- Pürüzsüz yüzey eldesi ile diş fırçalama ve hareketli protezlerin temizliğinde tüm yüzeylerde temizleme etkinliğini arttırmak

- Pürüzsüz restorasyon yüzeyleri ile karşıt okluzyonda olası aşınma miktarını azaltmak
- Daha estetik ve daha az renklenen restoratif-protetik yüzeyler elde etmek (Çalikkocaoğlu, 2004; Jefferies ve ark., 2007).

Diş hekimliğinde bitirme ve parlatma işlemlerini etkileyen faktörler;

- Restoratif materyalin tipi (örn: kompozit rezin, akrilik rezin, porselen)
- Restoratif materyal veya aşındırıcının fiziksel özellikleri (sertlik, esneklik, kalınlık, porözite gibi)
- Restoratif materyal ve aşındırıcı arasındaki sertlik farkı
- Aşındırıcının partikül boyutu, miktarı ve şekli
- Aşındırıcı aletin uygulanma hızı ve restorasyon materyaline basıncı
- Aşındırıcı uygulaması boyunca kullanılan kayganlaştırıcılar (suda çözünen polimer, gliserol, vazelin) olarak belirlenmiştir (Jefferies, 2007; Scheibe ve ark., 2009).

Parlatma sisteminin aşındırıcılığı ve parlatmadan sonra yüzeyin pürüzsüzlüğü, aşındırıcı parçacıkların boyutuna bağlıdır. Parlatma adımlarının önerilen sırada uygulanması önemlidir; önce kaba parlaticılar, daha sonra orta kaba parlaticılar ve son olarak en ince parlaticılar şeklinde sıralanmıştır (Kuhar ve Funduk, 2005).

1.3.1. Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemlerinde Kullanılan Materyaller

Günümüzde teknolojinin gelişimi dental malzemelerde de ürün skalasına yansımıştır. Yüzey bitim ve polisaj işlemlerinde kullanılabilecek birçok ürün bulunmaktadır. Elmas ve karbid frezler, çeşitli tiplerde esnek diskler, aşındırıcı eklenmiş lastikler, metal ve plastik bantlar ve polisaj pastaları kullanılan ürünlere örnek olarak verilebilir.

1.3.1.1. Aşındırıcı Partikül Tipleri

Diş hekimliğindeki bitirme ve polisaj malzemelerinde kullanılan aşındırıcı tipleri; alüminyum oksit, karbid bileşikleri, elmas partikülleri, silikon dioksit, zirkonyum oksit ve zirkonyum silikat olarak sayılabilir (Zimmerli ve ark., 2011).

Alüminyum oksit, sertliği nedeniyle aşındırıcı olarak veya kesici aletlerin bileşiminde kullanılmaktadır. Alüminyum oksit partikülleri seramikle katılaştırılarak beyaz taşlar, kağıt veya polimer diskler, emdirilmiş lastik uçlar, polisaj pastaları şeklinde akrilik, kompozit ve porselen materyallerin polisajında kullanılmaktadır (da Costa ve ark., 2011; Jefferies, 2007).

Karbid bileşikleri silikon karbid, bor karbid ve tungsten karbiden oluşur. Silikon ve bor partikülleri, bağlayıcı eşliğinde disk ve lastiklere emdirilerek düşük hızda döner aletlerle kullanılır. Silikon karbid, elmaştan sonra ikinci sert aşındırıcıdır. Aşındırma işlevli çok yivli bitirme frezleri çoğunlukla tungsten karbiden üretilmektedir (Jefferies, 2007).

Elmas bilinen en sert maddedir, oldukça etkili bir aşındırıcı olup sertliğini uzun süre korumaktadır. Elmas frezler, lastikler, polisaj pastaları içerisine ince partiküller şeklinde katılabilir (Jefferies, 2007). Silikon dioksit, lastikler veya elastik bitirme ve polisaj malzemelerinde kullanılmaktadır. Zirkonyum oksit, dental aşındırıcılarda elastik veya lastik benzeri bitirme ve polisaj malzemelerinde kullanılmaktadır (Watanebe ve ark., 2005). Zirkonyum silikat, küçük partiküllü sert bir aşındırıcı olup disklerde, polisaj pastalarında, dental profilaksi pastalarının yapımında kullanılır (Jefferies, 2007).

1.3.1.2. Aşındırıcılar ile Hazırlanan Materyaller

Diş hekimliğindeki bitirme ve polisaj malzemelerinde kullanılan aşındırıcılar ile hazırlanmış bitirme ve polisaj aletleri; karbid frezler, elmas frezler, taşlardır.

Karbid bitirme frezleri, aşındırıcı özellikleri az olup daha çok hibrit kompozitlerin bitiminde kullanılmaktadır (Dayangaç, 2000). Elmas frezler, kompozit ve porselen gibi restoratif materyallerin şekillendirilmesi ve pürüzsüz yüzeyin eldesi için kullanılmaktadırlar (Jefferies, 2007). Değişik şekillerde, boyutlarda ve gren büyüklüklerinde üretilmektedirler. Genellikle daha kaba grenle başlanır ve daha ince grenle devam edilir. Elmas bitirme frezleri yüksek oranda etkilidir, fakat ileri bitirme ve polisaj işlemleri gerektiren belirgin bir pürüzlü yüzey bırakırlar. Bu nedenle elmas frezler kullanıldıktan sonra polisaj lastikleri ve polisaj pastaları gibi diğer bitirme ve polisaj malzemeleri kullanılmalıdır (Dayangaç, 2000). Taşlar, birbirine yapıştırılmış veya organik rezin ile bağlanmış aşındırıcı partiküllerden oluşmaktadır. Aşındırıcı partikülün çeşidine göre taşların rengi değişmekte; yeşil taşlar silikon karbid, beyaz taşlar alüminyum oksit içermektedir. Restorasyonu şekillendirmek ve bitirmek için kullanılırlar; elmas frezlere göre düşük aşındırma etkisine sahiptirler. Elmas taşlar, silikon karbid ve alüminyum oksit taşlardan daha fazla kesme etkinliğine sahiptirler (Jefferies, 2007).

1.3.1.3. Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme ve Polisaj Materyalleri

Aşındırıcı kaplanmış bitirme ve polisaj materyalleri; disk, bantlar, lastiklerdir. Aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlar, polimer veya plastik zemine aşındırıcı partiküllerin yapıştırılması ile elde edilir ve alüminyum oksit ile kaplanmaktadır. Alüminyum oksit partiküllerinin büyüklüğüne göre, bitim ve parlatma işlemleri için kullanılabilirler. Bu gruptaki disklerin kullanım etkinliği kısadır, tek kullanımlıktır. Kaba grenli disk ile başlanarak çok ince grenli disk ile bitirilir. Partikül büyüklükleri kaba grenli diskler için 100-55 μm , ultra ve süper ince diskler için 7-8 μm arasında değişmektedir (Gedik ve ark., 2005). Disklerin üretici talimatlarına göre kullanımlarının yanı sıra sulu ve susuz kullanımı karşılaştıran çalışmalar da mevcuttur. Susuz kullanımın, yüzey pürüzlülüğü, sertlik ve renk stabilitesi bakımından sulu kullanımlarına eşit olduğu bildirilmiştir (Dodge ve ark., 1991). Susuz polisaj yapıldığında ve her bir gren değişiminde aralıklı su spreyi kullanımı, üreticiler tarafından önerilmektedir (da Costa ve ark., 2011).

Polisaj lastikleri ince veya çok ince grenli aşındırıcı partiküllerin, yumuşak ve elastik bir matrikse ilavesiyle elde edilmektedir (Jefferies, 2007). Lastikler alüminyum oksit içeren patlarla birlikte kullanılabilir. Genellikle diş hekimlerinin çeşitli diş boyutları ve şekillerine uygun olarak kullanabilmeleri için farklı şekillerde, boyutlarda ve sertlik derecelerinde setler halinde satılmaktadır. Polisaj lastiklerinde kullanılan aşındırıcı tipleri silikon karbid, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksittir. Başlangıç bitirme ve şekillendirme işlemleri için alüminyum oksit içerikli lastikler, ön polisaj işlemleri için silikon veya elmas içerikli polisaj lastiklerinin kullanımı yaygındır (Dayangaç, 2000). Lastiklerin disklere göre avantajı, polisajlanacak girinti ve çıkıntılara ulaşabilmeyi sağlayan çeşitli şekillerinin olmasıdır (Türkün ve Ergücü, 2007).

1.3.1.4. Aşındırıcı İçeren Polisaj Materyalleri

Aşındırıcı içeren polisaj pastaları, yıllardır kullanılmakta olup çok ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri içermektedir. Alüminyum oksit polisaj pastalarının partikül boyutu 1 µm veya daha azdır; akrilik ve kompozit rezinlerin polisajında kullanılmaktadır. Elmas polisaj pastalarının ortalama partikül boyutu 1,3 veya 6 µm'dir ve porselenlerin polisajında kullanılmaktadır. Her iki pat tipi de gliserin esaslıdır (Jefferies, 1998). Yaygın olarak pamuk fırça ile uygulanan polisaj pastaları, gözle görülür bir yüzey parlaklığı sağlamaktadır. Alüminyum oksit içeren pastalar kullanıldığında pamuk fırça veya keçe kullanılmasının patın etkinliğini artırdığı gösterilmiştir (Jefferies, 2007).

Pomza, özellikle akrilik rezin içerikli protezlerin polisajı aşamasında kullanılan potasyum veya alüminyum silikattan oluşan volkanik orijinli bir materyaldir. Diş hekimliğinde uzun yıllardan beri kullanılmakta olup keçe veya siyah kıl fırça ile uygulanmaktadır. Su ile karıştırılarak kullanılan pomza uygulaması esnasında parlatılacak yüzeye sık sık sürülerek yüzeyin kuru kalmaması sağlanmalıdır (Çalikkocaoğlu, 2004).

İçinde aşındırıcı partiküller bulunan polisaj materyallerinin bükülebilirliği, uygulama basıncı, aşındırıcının sertliği ve gren boyutu resin materyallerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyebilmekte ve ek polisaj işlemlerine gerek duyulabilmektedir. Renklenme ve plak oluşumunun önlenmesi, aşınma direncinin artırılması, hidrasyon ve dehidratasyon problemlerinin azaltılması ile estetik olumsuzlukların önüne geçilmesi için suni diş yüzeylerine de yüzey koruyucu vernik materyali uygulanabilmektedir (Şahin ve ark., 2015). Özellikle protezin aşındırma-uyumlama prosedürlerinden sonra dental laboratuvara geri gönderilememesi durumunda yüzey verniklerinin kullanımı avantajlı olarak görülmektedir (Sarac ve ark., 2006).

Dental malzeme üreticileri, alüminyum oksit parçacıkları, elmas parlatıcıları ve silikon sentetik kauçuklarla tek adımda bitirme ve polisaj işlemini tanıtmışlardır. Bu yeni sistemde, bitirme ve polisaj için tek bir alet kullanılmaktadır. Bu sayede en yüksek pürüzsüzlük ve parlaklığa en kısa sürede ulaşılması amaçlanmıştır. (Yap ve ark., 2004). Fakat bu yeni sistemlerin in-vitro performansı ile ilgili bazı tartışmalar mevcuttur.

1.3.2. Akrilik İçin Bitirme ve Polisaj

Akrilik içerikli materyallerde bitirme (tesviye) amaçlı geleneksel yöntem, maxicut ve minicut frezleri, monte edilmiş taşlar, zımpara kağıdı kullanımıdır (Duarte ve ark., 2017). Mufladan çıkarılmış akrilik protezlerin tesviyesi sonrası polisaj prosedürleri mekanik ve kimyasal olarak iki kategoridedir. Mekanik parlatma, daha ince grenler kullanıldıkça, daha düşük boyutlara sahip izler oluşturarak yüzey aşınmasını teşvik etmektedir (O'Brien, 1997). Mekanik parlatmada genellikle parlatma tekerlekleri, keçe konileri ve pomza-su karışımı kullanılır (Craig ve ark., 2000). Mekanik parlatma aşamaları adım adım sırayla yapılmalıdır; bu nedenle zahmetli ve zaman alıcıdır. Mekanik parlatmada daha ince grenler kullanıldıkça, giderek daha düşük boyutlara sahip yüzey düzensizlikleri oluşarak malzemenin eksilmesiyle yüzey aşınması meydana gelmektedir. Sonuçta, sadece çıplak gözle görülemeyen yüzey düzensizlikleri kalır ve yüzey parlak görünür (O'Brien, 1997).

Bu yönteme bir alternatif Gotusso tarafından sunulmuş ve kimyasal parlatma olarak tanımlanmıştır (Gotusso, 1969). Akrilik rezin için uygulanan bu yöntemde, protez 1 dakika boyunca ısıtılmış monomere daldırılmaktadır. Kimyasal parlatmanın mekanik parlatmaya göre avantajları temizliği, kullanım kolaylığı ve intaglio protez yüzeylerini pürüzsüzleştirme olasılığıdır (Braun ve ark., 2003).

İlk aşama bitirme prosedürünü, su ve pomza veya silikon parlaticılarla  n parlatma izler ve ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri içeren polisaj pastası veya sıvı cila kullanılarak ince parlatma işlemi ile sona erer (Sofou ve ark., 2001; Ulusoy ve ark., 1986). Akrilik yüzeyleri bitirmek ve polisajlamak için kullanılan konvansiyonel teknik, elle karıştırılan; protezin üzerine ve çevresine rastgele yerleştirilen çamur benzeri bir malzeme oluşturmak için suyla karıştırılmış pomza kullanımıdır. şekillendirme ve ince izleri yavaş yavaş ortadan kaldırmak için bir torna üzerine monte edilmiş dönen bir tekerleğe yerleştirilir. Akrilik yüzey pürüzsüz oluncaya dek birçok kez tekrarlanır. Hazırlanan pomza-su karışımı, ara ara su ilavesi ile birden çok defa farklı hastalara ait protezlerin polisajında kullanılabilmektedir. Bu durum ne yazık ki çapraz kontaminasyon riskini gündeme getirmektedir. Ayrıca bu tip ürünler parçacıkların hafıf tozlu yapısından dolayı olası sağlık sorunlarını da beraberinde getirmektedir (Rao ve ark., 2015).

Hareketli protezlerin akrilik kısımları ve suni dişlerin okluzal yüzeylerinde uyumlama aşındırması sonrası kullanılmak üzere çeşitli hasta baş parlatma kitleri de geliştirilmiştir. Akrilik rezinin polisajına yönelik yapılan bir çalışmada; 2 farklı hasta baş parlatma sistemi ile parlatılmış akrilik yüzeylerinin, tungsten karbid frezler tarafından bitirilen yüzeylerden önemli ölçüde daha pürüzsüz olduğu, ancak bir dental laboratuvarda konvansiyonel parlatma ile üretilen yüzeylerden daha az pürüzsüz olduğu bildirilmiştir (O'Donnell ve ark., 2003). Dental laboratuvarlarda gerçekleştirilen konvansiyonel parlatma yöntemi bir diş kliniğinde mevcut olmadığında, hasta baş parlatma teknikleri tercih edilebilecek bir yöntemdir. (O'Donnell ve ark., 2003).

1.3.3. Kompozit Materyaller İçin Bitirme ve Polisaj

Kompozit restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerinde karbid ve elmas frezler, beyaz taşlar, polisaj lastikleri, polisaj diskleri, alüminyum oksit veya elmas içerikli polisaj pastaları gibi birçok materyal kullanılmaktadır (Sarac ve ark., 2006).

Bitirme ve polisaj işleminden sonra kompozit rezinlerin yüzey mikromorfolojisi, doldurucu partiküllerin çeşidinden, miktarından, şeklinden, boyutundan, sertliğinden ve rezin matrisine bağlanma gibi özelliklerden etkilenmektedir (Blackham ve ark., 2009). Bunun yanında bitirme materyalindeki aşındırıcının sertliği, gren boyutu ve uygulama yönteminden de etkilendiği bildirilmiştir (Chung, 1994; Marigo ve ark., 2001).

Daha küçük partikül boyutlarına sahip kompozitlerde, bitirme ve polisaj prosedürleri sonrasında daha yüksek parlaklık ve daha düşük yüzey pürüzlülüğü sonuçlarına ulaşıldığı bildirilmiştir (da Costa ve ark., 2010; Ryba ve ark., 2002). Bu nedenle, nanoteknolojinin kompozit sistemlere uygulanması yararlı bir yaklaşım olarak değerlendirilmektedir (Moszner ve Salz, 2001).

Kompozit içerikli materyallerde rezin matris ve doldurucuların sertliklerinin farklılığı aynı şekilde parlamamalarıyla sonuçlanır. Polisaj sırasında matrisin çıkarılması ve doldurucuların yer değiştirmesi, yüzey üzerinde mikroboşluklu düzensiz bir yapıya neden olur. Bu nedenle kompozit materyaller için rezin matris ve doldurucuların final pürüzsüzlükte rolü vardır (Koh ve ark., 2008). Polisaj sonuçlarını etkileyebilecek materyal harici diğer faktörler; kullanılan basınç miktarı, aşındırıcı yüzeyin oryantasyonu ve her bir aşındırıcı malzeme ile harcanan zaman miktarıdır (Stoddard ve Johnson, 1991). Polisaj esnasında düzlemsel bir hareket ile (aşındırıcı cihazın dönme eksenini düzleştirilen yüzeye diktir) en düşük pürüzlülük değerine ulaşılabileceği bildirilmiştir (Fruits ve ark., 1996).

Kompozit polisajı ile oluşan final parlak yüzey, aşındırıcı parçacıkların gömüldüğü ana malzemenin esnekliğine, aşındırıcı parçacıkların sertliğine ve aletlere ve geometrilere (diskler ve koniler) bağlıdır (Marigo ve ark., 2001). Kompozit rezinlerin bitirme aşamasının etkili olması için, bitirme materyalindeki aşındırıcı parçacıkların sertliği, dolduruculardan daha fazla olmalıdır (Turkun ve Turkun, 2004).

Kompozit rezinler için ideal polisaj sistemi, içerisindeki dolduruculardan daha fazla sertlik değerine sahip aşındırıcı parçacıklara sahip olmalıdır. Polisaj sırasında kompozitlerin hem rezin matris hem de doldurucu parçacıkları yüzeyden çıkartılır. Polisaj sistemlerinin çoğunda bulunan alüminyum oksidin sertlik değeri, silikon oksidin sertliğinden ve kompozitlerdeki doldurucu parçacıkların çoğundan önemli ölçüde daha fazladır. Alüminyum oksit içeren sistemlerin polisaj etkinliği, parçacıkları ve organik matrisi yüzeyden eşit olarak çıkarma yeteneği ile ilişkilidir. Fakat bu sistemlerin, şekil geometrileri nedeniyle konturlu yüzeylerde etkinliklerinin azalabildiği bildirilmiştir (Turkun ve Turkun 2004). Yapılan çalışmalarda alüminyum oksit disklerin, aşındırıcı gömülmüş-emdirilmiş disklerle kıyasla pürüzsüz yüzeylerin eldesinde en iyi sistem olduğu bildirilmiştir (Chen ve ark., 1988; Tate ve ark., 1992; Wilson ve ark., 1990). Son zamanlarda, tek aşamalı elmas kaplı diskler ve hasara dayanıklı alüminyum oksit diskler gibi yeni parlatma sistemleri klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur (Koh ve ark., 2008).

Polisaj materyallerinin kullanılan sisteme göre parlatma kapasitesi, çalışmalarda genellikle düz yüzeyli örneklerde, önceden belirlenmiş dönme hızlarında ve polisaj sürelerinde dental el aletleriyle in-vitro olarak test edilmektedir. Bu noktada, işlem esnasında operatör tarafından uygulanan basınç kontrol edilememektedir (Heintze ve ark., 2006). Basınç standardizasyonu için bazı çalışmalarda elektromekanik sistemden faydalanılarak dental aletlerin yüzeye sabitlenmesi yoluna gidilmiştir (Pinto ve ark., 2013). Literatürdeki az sayıda çalışma, polisaj esnasında uygulanacak sabit basıncı tartışmaktadır.

1.3.4. Tezin Amacı

Çalışmamızda hareketli protezlerde kullanılan farklı suni diş materyallerinin aşındırma sonrası yüzey pürüzlülüklerine farklı polisaj sistemlerinin etkisi araştırılmıştır.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda 4 farklı materyalden üretilmiş suni dişlerin aşındırma sonrası yüzey pürüzlülüğüne 5 farklı polisaj yönteminin etkisi değerlendirilmiştir.

Çalışmada kullanılan suni diş materyallerinin her birinden 48 adet örnek hazırlanmış, öncelikle rastgele 4 gruba bölünerek her bir grup için örnek sayısı 12 olarak belirlenmiştir. Toplam 192 örnek hazırlanmıştır.

Kullanılan suni diş materyalleri:

1. Konvansiyonel akrilik (PMMA)
2. Çapraz çift bağlı akrilik (DCL)
3. Nanohibrit kompozit (NHK)
4. İzosit

Çalışmada kullanılan suni diş materyalleri Çizelge 2.1’de, uygulanan polisaj materyalleri ise Çizelge 2.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Suni diş materyalleri

Suni Diş Materyali	Grup Kısaltması	Ticari İsmi	Üretici Firma	Örnek Adedi
Konvansiyonel akrilik (PMMA)	A	Ivostar, Gnathostar	Ivoclar Vivodent AG, Italy	48
Çapraz çift bağlı akrilik (DCL)	Ç	SR Vivodent DCL	Ivoclar Vivodent AG, Italy	48
Nanohibrit kompozit (NHK)	N	SR Phonares II	Ivoclar Vivodent AG, Italy	48
İzosit	İ	SR Orthosit PE	Ivoclar Vivodent AG, Italy	48

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan polisaj materyalleri

Polisaj materyali	Materyal özellikleri	Üretici Firma	Şekil
Sof-Lex Çok Aşamalı Polisaj Diskleri	Alüminyum oksit kaplı diskler (kaba,orta,ince, süper ince)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Disk
OneGloss Polisaj Lastiği	Polivinil siloksan içerisinde abrazyv aşındırıcı (Al_2O_3) ve silikon dioksit (SiO_2)	Shofu Inc., Kyoto, Japan	Lastik
Pomza	Pomza tozu	İşler Dental, İstanbul, Turkey	Toz
Polisaj pastası	Alüminyum oksit partikül (Al_2O_3)	Ivoclar Vivodent AG, Italy	Pasta

Çalışmada kullanılan 5 farklı polisaj yöntemi ve kısaltmaları:

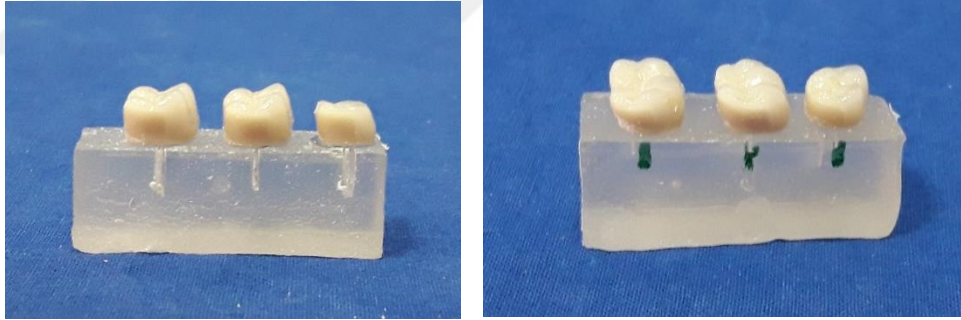
1. **Sx:** Sof-Lex (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)
2. **Og:** OneGloss (Shofu Inc., Kyoto, Japan)
3. **Pz:** Pomza (İşler Dental, İstanbul, Turkey) - su karışımı ve keçe
4. **Pp:** Polisaj pastası (Ivoclar Vivodent AG, Italy) ve pamuk fırça
5. **Pzp:** Pomza-su karışımı ve keçe uygulamasının ölçümlerini takiben polisaj pastası (Ivoclar Vivodent AG, Italy) uygulaması

Polisaj işlemleri için 5 grup olmasına rağmen, örnek sayısı toplamda 192'dir. Bunun nedeni, pomza-su karışımı sonrası polisaj pastası uygulanan gruptaki

örnekler, pomza uygulanan gruptaki örneklerin aynısıdır. Pomza işlemi uygulanıp, ölçümler tamamlandıktan sonra aynı örnekler üzerine polisaj pastası ile parlatma işlemi uygulanmış; ölçümler tekrarlanmıştır.

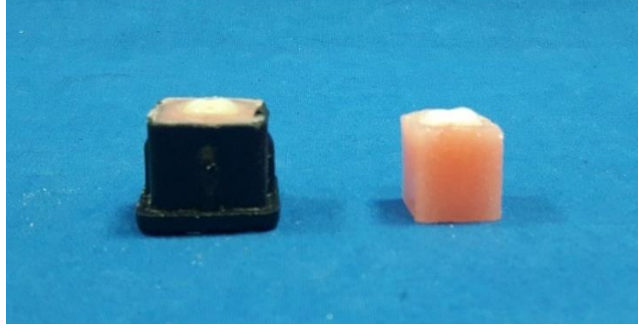
2.1. Suni Diş Örneklerinin Hazırlanması

Örneklerin hazırlanmasında alt ve üst molar suni dişler kullanılmıştır. Ölçülebilir yüzey alanının büyüklüğü göz önünde bulundurularak, yüzey işlemleri ve ölçüm için, suni dişlerin bukkal yüzeyleri seçilmiştir. Suni dişleri bukkolingual olarak 2 parçaya ayırmak için öncelikle dişlerin kole bölgeleri hard frez ile aşındırılıp düzleştirilmiş; hazırlanan otopolimerizan şeffaf akrilik bloklara (Orthocryl; Dentaurem, Ispringen, Germany) bir adeziv yardımıyla yapıştırılmıştır (Şekil 2.1). Suni dişler Micracut 201 doğrusal hassas kesim cihazı (Metkon, Bursa, Turkey) kullanılarak santral fossalarından bukkal ve lingual olarak 2 parçaya bölünmüştür.



Şekil 2.1. Micracut cihazında bukkal ve lingual olarak bölünecek suni dişlerin görüntüsü.

Suni dişlerin bukkal yüzeyleri yukarı bakacak ve yer düzlemine paralel olacak şekilde, iç yüzeyleri lak ile izole edilen plastik kalıplarda otopolimerizan akrilik rezin (Meliodent; Kulzer GmbH, Hanau, Germany) içerisine gömülmüştür (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Plastik kalıplarda otopolimerizan akrilik rezin içerisine gömülen suni diş

2.2. Suni Diş Örneklerinin Yüzey Hazırlığı

Değerlendirilecek yüzeyleri oluşturmak ve fabrikasyon olarak hazırlanmış cilalı tabakayı uzaklaştırmak için suni diş örneklerine silikon karbid zımparalar kullanılarak (400, 600, 800, 1000 -grade Silicone Carbide paper; Buehler GmbH, Düsseldorf, Germany) ıslak ortamda aşındırma işlemi uygulanmıştır. Aşındırma işlemi, bukkal yüzey üzerinde maksimum 0,5 mm aşınma oluşacak şekilde ve kumpas yardımıyla ölçülerek gerçekleştirilmiştir.

Çalışma için seçilen suni dişlerin ortak özelliği, katman sayılarına göre dış birinci ya da birinci ve ikinci katmanlarının çapraz çift bağlı akril, nanohibrit, izosit gibi, materyale ayırıcı özelliğini veren malzemeden oluşması; iç çekirdeklerinin ise PMMA olmasıdır. PMMA tabakasını açığa çıkarmadan, ayırt edici materyalde kalmak amacıyla aşınma miktarı 0,5 mm ile sınırlandırılmıştır (Barreto ve ark., 2018; Ghazal ve ark., 2009).

2.3. Suni Diş Örneklerine Uygulanan Polisaj İşlemleri

Çalışmamızda yer alan polisaj diskleri ve polisaj lastikleri, devri ayarlanabilen ve dijital olarak görülen cerrahi mikromotor Surgic XT Plus NE 179 (NSK, Kanuma, Japan) cihazına monte edilmiş; 1:1 tork değerine sahip uygun anguldurva ve piyasemen başlık kullanılarak, polisaj işlemleri tüm gruplar için tamamlanmıştır (Şekil 2.3.).



Şekil 2.3. Polisaj işlemlerinde kullanılan cerrahi mikromotor ve fizyo-dispencer

Sof-Lex grubundaki örnekler için sırasıyla kaba, orta, ince ve süper ince grenli diskler kullanılmıştır. Her bir örnek için yeni disk uygulanmıştır. Üretici talimatlarına göre her bir gren değişiminde örneklerin yüzeyine aralıklı su spreyi uygulanmış ve yüzeyler kurulanmıştır. Polisaj esnasında hafif el basıncıyla örnek yüzeyi ile disklerin kuru kalmasına dikkat edilerek daha düzgün ve dengeli bir yüzey polisajı amaçlanmıştır. İşlem, üreticinin talimatları doğrultusunda, kaba ve orta grenli diskler için 10.000 rpm hızda 15 sn, ince ve süper ince diskler için 30.000 rpm hızda 15 sn süreyle yapılmıştır. Farklı grene sahip diskler sırayla uygulanmış ve tek yönde polisaj yapılmıştır. Polisaj sonrası örnekler distile su ile yıkanmış ve kurutulmuştur.



Şekil 2.4. Sof-Lex çok aşamalı polisaj diskleri

OneGloss grubundaki örnekler için, üretici talimatları doğrultusunda 10.000 rpm hızda 60 sn süreyle tek yönde işlem yapılmış; her bir örnek için yeni bir polisaj lastiği kullanılmıştır. Polisaj sonrası örnekler distile su ile yıkanmış ve kurutulmuştur.



Şekil 2.5. OneGloss polisaj seti

Pomza grubundaki örnekler için, 60 g pomzaya 50 ml distile su eklenerek ve 10 sn süreyle karıştırılarak karışım elde edilmiş; karışım keçe yardımıyla 1500 rpm hızda ve 90 sn süreyle uygulanmıştır (Sönmez ve ark., 2013). Polisaj diğer gruplarda olduğu gibi tek yönde yapılmış ve işlem bitiminde örnekler distile su ile yıkandıktan sonra kurutulmuştur.

Polisaj pastası grubunda, her bir örnek için 0,2 g polisaj pastası 3000 rpm devirde ve 90 sn süreyle pamuk fırçayla uygulanmıştır (Barreto ve ark., 2018; Kuhar ve Funduk, 2005). İşlem bitiminde örnekler distile su ile yıkandıktan sonra kurutulmuştur.

2.4. Suni Diş Örneklerinin Polisaj Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri

Çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde, gelişmiş bir cihaz olan Perthometer M2 (Mahr; Germany) profilometre kullanılmıştır.

Profilometrenin kaydedici ucu, belirli bir hızda örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılığı yaratarak, yüzey profilini kaydetmekte ve yüzey topografisi ile ilgili değerler rakamsal veya grafik olarak elde edilebilmektedir.

Cihazın önemli teknik özellikleri şunlardır:

- Ölçüm uzunluğu (tracing length) 1,75; 5,5 ya da 17,5 mm olarak ayarlanabilir.
- Ölçüm sahasını 1'den 5'e kadar parçalayarak (örnekleme uzunluğu / sampling length = n) ölçebilir.
- Ölçüm uzunluğuna göre uygun diğer parametreleri otomatik olarak ayarlayabilir. Hareketli toplama (pick-up) kalibrasyonu yapılır.

- Ölçüm dışı olarak alınacak mesafe (cut-off aralığı) 0,25; 0,80 ya da 2,5 mm olarak ayarlanabilir.
- Ra, Rz, Rmax, Rp, Rpm, Rt ve başka birçok parametre hesaplanabilir.

Çalışmada ölçüm uzunluğu 1,75 mm; buna göre $n=5$, mesafe değeri ise 0,25 olarak ayarlanmıştır. Her örnek için Ra değerleri kaydedilmiş; her beş ölçümde bir ve her yeni bir grupta kalibrasyon işlemi yapılmıştır. Yapay dişlerin en düzgün ve ölçüm yapılabilir bölgeleri bukkal orta üçlü alanı olmasından dolayı, yüzey işlemi uygulamaları ve pürüzlülük ölçümleri için bu alan tercih edilmiş ve her defasında örneklerin bukkal orta üçlü bölgesinden ölçüm yapılmıştır. Her örnekten üç ölçüm yapılarak bu değerlerin ortalaması kaydedilmiştir. Üç okumanın her birinde, her örnek merkeze göre 120° döndürülmüş ve ortalama pürüzlülük değeri oluşturulmuştur (Madhyastha ve ark., 2017).

2.5. İstatistiksel Analiz

Suni dişlerin aşındırma sonrası yüzey pürüzlülüğüne farklı polisaj sistemlerinin etkisini değerlendirdiğimiz çalışmamızda, diş tipi ve parlatma yöntemi olmak üzere 2 faktör bulunduğundan ortalama Ra 2 Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Diş tipi ve parlatma yöntemlerinin karşılıklı etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Çalışma grupları arasındaki farkların değerlendirilmesinde Çoklu Karşılaştırma testlerinden Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Çalışmamızda uygulanan istatistik hesaplamalarında Statistica ve IBM SPSS 20 İstatistik Paket Programları kullanılmış, ‘İstatistik Analizlerde Açık Kaynaklı R İstatistik Yazılımı (Anonymous 2011)’ ndan yararlanılmıştır.

3. BULGULAR

Konvansiyonel akrilik, çapraz çift bağlı akrilik, nanohibrit ve izosit suni dişlerin aşındırma sonrası yüzey pürüzlülüğüne Sof-Lex, OneGloss, pomza, polisaj pastası, pomza sonrası polisaj pastası parlatma sistemlerinin etkisini değerlendirdiğimiz çalışmamızda, diş tipi ve parlatma yöntemi olmak üzere 2 faktör bulunup, diş tipi ve parlatma yöntemleri bakımından ortalama Ra değerlerinin karşılaştırması 2 Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği (ANOVA) ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Ortalama Ra değeri için elde edilen sonuçlar izelge 3.1’de ve diş tipi ve parlatma yöntemlerine bakımından Ra karşılaştırmasına ait 2 Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi sonuçları izelge 3.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 3. 1. Diş tipi ve parlatma yöntemleri bakımından ortalama Ra değerlerine ilişkin sonuçlar.

Diş Tipi	Parlatma Yöntemi	Ra(μm)					
		N	$\bar{X}$	SS	$\bar{X} \pm SD$	En Küçük	En Bk
A	Sx	12	0,45	0,15	0,04	0,24	0,71
	Og	12	0,29	0,06	0,02	0,21	0,38
	Pz	12	0,23	0,06	0,02	0,13	0,32
	Pp	12	0,03	0,02	0,01	0,02	0,09
	Pzp	12	0,05	0,02	0,00	0,03	0,08
D	Sx	12	0,40	0,07	0,02	0,29	0,52
	Og	12	0,30	0,04	0,01	0,24	0,37
	Pz	12	0,28	0,03	0,01	0,24	0,33
	Pp	12	0,13	0,03	0,01	0,06	0,17
	Pzp	12	0,14	0,01	0,00	0,12	0,16
İ	Sx	12	0,39	0,08	0,02	0,23	0,54
	Og	12	0,33	0,12	0,04	0,18	0,65
	Pz	12	0,18	0,03	0,01	0,13	0,21
	Pp	12	0,04	0,01	0,00	0,03	0,06
	Pzp	12	0,04	0,01	0,00	0,02	0,05
N	Sx	12	0,36	0,12	0,03	0,24	0,64
	Og	12	0,31	0,05	0,01	0,25	0,42
	Pz	12	0,24	0,03	0,01	0,20	0,30
	Pp	12	0,09	0,02	0,01	0,06	0,15
	Pzp	12	0,10	0,02	0,00	0,08	0,13

Çizelge 3.2. Diş tipi ve parlatma yöntemleri bakımından ortalama Ra değerlerine ilişkin 2 Yönlü Faktöriyel Varyans Analizi sonuçları.

Varyasyon Kaynakları	SS	DF	MS	F	P değeri
Diş Tipi	0.10695	3	0.03565	9.180	0.000
Parlatma Yöntemi	3.87125	4	0.96781	249.205	0.000
Diş Tipi*Parlatma Yöntemi	0.18660	12	0.01555	4.004	0.000
Error	0.85439	220	0.00388		

Çizelge 3.2’de verilen analiz sonuçlarına göre, diş tipi ve parlatma yöntemi 2’li karşılıklı etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Her diş tipi için parlatma yöntemlerinin ve her parlatma yöntemi için diş tiplerinin Ra ortalamaları bakımından istatistiksel olarak karşılaştırılmasında Çoklu Karşılaştırma Testlerinden Tukey HSD testi kullanılmıştır. Diş tiplerine göre parlatma yöntemlerinin ortalama Ra değeri açısından karşılaştırılmasında elde edilen sonuçlar Çizelge 3.3’te gösterilmektedir.

Çizelge 3.3. Diş tiplerine göre Ra ortalamaları bakımından parlatma yöntemlerinin karşılaştırılması için Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçları.

Diş Tipi	Parlatma Yöntemi	Ra(μm)			
		N	$\bar{X}$	SS	$\bar{X} \pm \text{SD}$
A	Sx	12	0,45 ^A	0,15	0,04
	Og	12	0,29 ^B	0,06	0,02
	Pz	12	0,23 ^B	0,06	0,02
	Pp	12	0,03 ^C	0,02	0,01
	Pzp	12	0,05 ^C	0,02	0,00
Ç	Sx	12	0,40 ^A	0,07	0,02
	Og	12	0,30 ^B	0,04	0,01
	Pz	12	0,28 ^B	0,03	0,02
	Pp	12	0,13 ^C	0,03	0,01
	Pzp	12	0,14 ^C	0,01	0,00
İ	Sx	12	0,39 ^A	0,08	0,02
	Og	12	0,33 ^A	0,12	0,04
	Pz	12	0,18 ^B	0,03	0,01
	Pp	12	0,04 ^C	0,01	0,00
	Pzp	12	0,04 ^C	0,01	0,00
N	Sx	12	0,36 ^A	0,12	0,03
	Og	12	0,31 ^{AB}	0,05	0,01
	Pz	12	0,24 ^B	0,03	0,01
	Pp	12	0,09 ^C	0,02	0,01
	Pzp	12	0,10 ^C	0,02	0,00

*Aynı diş tipinde farklı harfle gösterilen iki parlatma yönteminin Ra ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p < 0,05$).

Akrilik diş tipi (A) için parlatma yöntemleri Ra ortalamalarına göre karşılaştırıldığında, Sx grubu ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Sx grubunda en büyük ortalama Ra değerine (0,45) ulaşılmıştır. Aynı şekilde Og ve Pz grupları ile Sx, Pp ve Pzp grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Pp ve Pzp grupları Sx, Og ve Pz grupları ile kıyaslandığında ortalama Ra değerleri arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0,05$). Pp grubunda en küçük ortalama Ra değerine (0,03) ulaşılmıştır.

Çapraz çift bağlı akrilik (Ç) diş tipi için Sx grubuna ait ortalama Ra değeri ile diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Sx grubunda en

büyük ortalama Ra değeri (0,40), Pp grubunda ise en küçük ortalama Ra (0,13) değerine ulaşılmıştır.

İzosit (İ) diş tipinde Pz grubu ile diğer gruplar arasındaki ortalama Ra değerine ait fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). En büyük ortalama Ra değeri (0,39) Sx grubunda, en küçük ortalama Ra değeri (0,04) Pp ve Pzp gruplarında elde edilmiştir.

Nanohibrit kompozit (N) diş tipi için Sx grubu ile Pz, Pp ve Pzp grupları arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$) ve en büyük ortalama Ra değeri (0,36) Sx grubunda elde edilmiştir. Pz grubu ile Sx, Pp ve Pzp grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). En küçük ortalama Ra değeri (0,09) Pp grubunda elde edilmiştir.

Parlatma yöntemlerinin diş tiplerine göre ortalama Ra değerleri bakımından karşılaştırılmasına ilişkin tanıtıcı istatistikler Çizelge 3.4'te gösterilmektedir.

Çizelge 3.4. Parlatma yöntemi ve diş tiplerine göre ortalama Ra değerlerinin karşılaştırılması, Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçları.

Parlatma Yöntemi	Diş Tipi	Ra			
		N	$\bar{X}$	SS	$\bar{X} \pm SD$
Sx	A	12	0,45 ^A	0,15	0,04
	Ç	12	0,40 ^A	0,07	0,02
	İ	12	0,39 ^A	0,08	0,02
	N	12	0,36 ^A	0,12	0,03
Og	A	12	0,29 ^A	0,06	0,02
	Ç	12	0,30 ^A	0,04	0,01
	İ	12	0,33 ^A	0,12	0,04
	N	12	0,31 ^A	0,05	0,01
Pz	A	12	0,23 ^{AB}	0,06	0,02
	Ç	12	0,28 ^A	0,03	0,01
	İ	12	0,18 ^B	0,03	0,01
	N	12	0,24 ^A	0,03	0,01
Pp	A	12	0,03 ^A	0,02	0,01
	Ç	12	0,13 ^B	0,03	0,01
	İ	12	0,04 ^A	0,01	0,00
	N	12	0,09 ^{AB}	0,02	0,01
Pzp	A	12	0,05 ^A	0,02	0,00
	Ç	12	0,14 ^B	0,01	0,00
	İ	12	0,04 ^A	0,01	0,00
	N	12	0,10 ^{AB}	0,02	0,00

* Aynı parlatma yönteminde farklı harfle gösterilen iki diş tipinin Ra ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p < 0,05$).

Sx ve Og parlatma yöntemi için A, Ç, İ ve N diş tiplerine ait ortalama Ra değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Pz parlatma yönteminde A diş tipine ait ortalama Ra değeri ile diğer diş gruplarına ait ortalama Ra değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($p > 0,05$), Ç ve N grupları ile İ grupları arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0,05$).

Pp parlatma yöntemi ortalama Ra bakımından diş tiplerine göre değerlendirildiğinde, N grubu ile diğer gruplar arasındaki fark anlamlı değildir ($p>0,05$). A ve İ grupları ile Ç grubu arasındaki ortalama Ra değerine ait fark anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Pzp parlatma yöntemi için N diş tipine ait ortalama Ra değeri ile diğer diş tipleri kıyaslandığında ortalama Ra değerine ilişkin anlamlı fark yoktur ($p>0,05$). A ve İ gruplarının ortalama Ra değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($p>0,05$), A ve İ grupları ile Ç grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).



4. TARTIŞMA

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve polisajlanabilirliği, protetik ve restoratif diş hekimliği dalları tarafından sıkça araştırılan bir konudur. Çeşitli polisaj işlemleri ile elde edilen yüzey pürüzsüzlüğü, dental proteze komşu oral dokuların sağlığı, estetik, fonksiyon, aşınma ve renklenme gibi birçok açıdan önemlidir (Wright ve ark., 2004). Suni dişler genellikle doğal dişlerle doğrudan temas halinde yerleştirilir; bu nedenle dental protezlerde plak oluşumu, kalan doğal dişlerin çürümesine ve proteze komşu dişeti dokusunun enflamasyonuna neden olabilir (Hahnel ve ark., 2008a). Klinik olarak pürüzlü yüzeylerin karşıt diş ya da restoratif yüzeyde aşınmaya neden olduğu, plak, diştaşı birikimi ve renklenmeleri arttırdığı, estetiği olumsuz etkilediği, oral yumuşak dokularda enfeksiyon ve çürük sıklığını arttırdığı bildirilmiştir (Chu ve ark., 2000; Craig ve Powers, 2002; Tholt ve ark., 2006). Dental protezdeki pürüzlü bir yüzey, mikroorganizmaların hijyen işlemleriyle uzaklaştırılmasını zorlaştırabilir (Verran ve Maryan, 1997). Yüzey pürüzlülüğünün yüksek olduğu protez yüzeylerinde dışsal renklenmelerin daha sık oluşması estetik sorunları da beraberinde getirmektedir. Ayrıca pürüzlü ve iyi polisajlanmamış yüzeylerin materyale ait bükülme dayanıklılığını azalttığı, sürtünme katsayısını arttırdığı belirtilmiştir (Bessing ve Wiktorsson, 1983). Optimum ağız hijyeninin sağlanabilmesi, hasta konforu, estetik ve fonksiyonun korunması ile protetik restorasyonlarda klinik başarının eldesi için restoratif materyallerde yüzey pürüzsüzlüğü hedeflenmelidir (Tholt ve ark., 2006). Suni dişlerin renk özellikleri ve aşınma dirençlerine ait çalışmaların literatürde geniş yer tuttuğu (Ghazal ve ark., 2008; Imamura ve ark., 2008; Köksal ve Dikbaş, 2008; Mutlu-Sagesen ve ark., 2001; Şahin ve ark., 2015), yüzey pürüzlülüğü ve polisaj işlemlerine ait çalışmaların ise yetersiz olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda tam-bölümlü hareketli protezler ile implantüstü sabit-hareketli protezlerde uzun yıllardır kullanımda olan suni dişlerde aşındırma sonrası oluşan yüzey pürüzlülüğünün azaltılması için farklı polisaj materyalleri ile uygulama yapılmıştır. Laboratuvar sürecinde tesviye işlemi ve dental protezin hastaya teslimi

aşamasındaki okluzal uyumlama aşındırması sonucu ortaya çıkan pürüzlü yüzeylerin polisajına dair klinisyenlere ve dental teknisyenlere ışık tutması amaçlanmıştır.

Dental restorasyonların estetik görünümü, polisaj uygulamaları sonrası oluşan, restorasyondan yansıyan ışığa dayanan parlaklıktan da etkilenmektedir. Yüzey pürüzlülüğündeki artış, yansıyan ışığın dağılmasıyla parlaklığı azaltacaktır. Polisaj işlemlerinde amaç, pürüzsüz ve parlak yüzeylerdir (Watanabe ve ark., 2006).

Çalışmamızda akrilik ve kompozit suni diş yüzeylerinin polisajında kullanılan materyallerin seçiminde ilgili restoratif ve protetik dental literatürler incelenerek; sık araştırılan, klinisyenlerce tercih edilen ve kolay ulaşılabilen polisaj materyallerine öncelik verilmiştir.

Geleneksel olarak polisaj tanımı, kaba tanecikten kademeli olarak ince taneciğe doğru azalan bir dizi aşındırıcı parçacık kullanan seçici bir aşınma işlemi olarak açıklanmıştır (Jefferies, 1998). Çalışmamızda polisaj uygulamaları yapılırken, en küçük-ince gren boyutlarına sahip aşındırıcıların en son adımda kullanılmasını öneren metodoloji izlenmiştir (Rahal ve ark., 2004; Ulusoy ve ark., 1986). Bu yöntemde polisaj işlemi en kalın-kaba grenli aşındırıcılarla başlayıp, aşamalar sırayla devam ettirilerek son adımda en ince grene sahip aşındırıcı kullanılmaktadır. Bu şekilde polisajlama, malzeme çıkarılması ile yüzey aşınmasını destekleyip, daha ince gren kullanıldıkça giderek daha küçük izler veya çentikler oluşmaktadır. İşlem sonunda, daha fazla malzemenin çıkarılmadığı ve çıplak gözle görülemeyen izler üretilir; yüzey parlak ve pürüzsüz bir görünüm sunmaktadır (Rahal ve ark., 2004).

Farklı materyallere ait polisaj işlemlerinde, materyale özgü ideal polisaj materyali ve yöntemi açısından literatürde ortak bir görüş bulunmamaktadır. Bu nedenle akrilik ve kompozit yüzeylerin polisajında birçok farklı polisaj sistemi in-vitro çalışmalarla kıyaslanmaktadır. Polisaj sistemlerinin vaad ettiği yüksek yüzey kalitesi ve parlaklık ancak materyale uygun polisaj sistemi seçimiyle mümkündür (Rodrigues ve ark., 2015).

Dental polisaj uygulamalarında bitirme ve polisaj için piyasada çeşitli sistemler mevcuttur. Bu sistemler bir veya daha fazla aşama gerektirmeleri, bileşimleri, aşındırıcı parçacık tipi, sunumları, uygulama yöntemleri, aşındırıcı parçacıkların sertliği bakımından büyük farklılıklar göstermektedir. Bu farklılıkların, özellikle kompozit rezin içerikli materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey parlaklığını önemli ölçüde etkilediği bildirilmiştir (Almeida ve ark., 2009; Ereifej ve ark., 2013; Jung ve ark., 2007; Turkun ve Turkun, 2004). Aşama sayısı az olan sistemlerin uygulama kolaylığı ve hasta başı süreyi kısaltmaları açısından avantajlı olduğu bilinse de, tek ve çok aşamalı polisaj sistemlerinin yüzey pürüzlülüğü açısından kıyaslandığı çalışmalarda karşıt görüşler mevcuttur. Tek-çok aşama polisaj sistemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve renklenme açısından değerlendirildiği restoratif kompozit materyallere ait çok sayıda literatür mevcutken, akrilik ve kompozit suni dişlerde kullanımlarına ve yüzey pürüzlülüğü açısından kıyaslanmalarına ilişkin literatür sınırlıdır. Bu nedenle çalışmamıza, suni dişlerde tek ve çok aşama polisaj sistemlerinin etkinliğinin ortalama Ra açısından değerlendirilmesi amacıyla çok aşamalı Sof-Lex ve tek aşamalı OneGloss polisaj sistemleri dahil edilmiştir.

Akrilik esaslı dental materyallerin polisajında mekanik veya kimyasal polisaj işlemleri uygulanmaktadır. Mekanik polisajın kimyasal polisajla kıyaslandığı çalışmalarda mekanik polisajın üstünlüğüne ilişkin verimlilik, yüzey pürüzlülüğünde iyileşme, akrilik yüzeylerde su emilimi ve çözünürlüğün azaltılması gibi avantajlar bildirilmiştir (Al-Kheraif, 2014; Al-Rifaiy, 2010; Rahal ve ark., 2004). Akrilik esaslı materyallerde mekanik polisajın etkinliği kullanılan polisaj sistemindeki aşındırıcı parçacık boyutları ve miktarıyla ilişkilendirilmiştir (Al-Kheraif, 2014; Al-Rifaiy, 2010; Kuhar ve Funduk, 2005; Rahal ve ark., 2004; Rütunas ve ark., 2010). Çalışmamızda akrilik suni dişlerin polisajında mekanik polisaj yöntemi değerlendirilmiştir.

Akrilik protetik yüzeylerin bitirme sonrası polisajında uzun yıllardır pomza-su karışımı ve keçe kullanılmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2004). Pomza uygulaması sonrası alçı-alkol karışımı veya polisaj pastalarının kullanımı oldukça yaygındır. Porselen içerikli materyallerin polisajında elmas partikülleri içeren polisaj pastaları, akrilik ve

kompozit yüzeylerin polisajında ise alüminyum oksit partikülleri içeren polisaj pastalarının kullanımı önerilmektedir. Elmas partiküllerinin alüminadan daha sert olması nedeniyle kompozit yüzeyinde çizik oluşturarak yüzeyi pürüzlü hale getirdiği bildirilmiştir. Bu nedenle elmas partiküllü polisaj pastaları kompozit içerikli materyallerin polisajında tercih edilmemektedir (Lu ve ark., 2005). Çalışmamızda akrilik ve kompozit suni dişlerin polisajında uyguladığımız polisaj pastası alüminyum oksit partikülü içermektedir. Alüminyum oksit esaslı polisaj pastalarını değerlendiren çalışmalarda elde edilen tatmin edici sonuçlara dayanarak bu çalışmada da kullanılmıştır (Berger ve ark., 2006; Güngör ve ark., 2014; Kuhar ve Funduk, 2005; Rütunas ve ark., 2010).

Polisaj sistemlerinin restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemek için görsel değerlendirme, mekanik ve optik profilometre, Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM), Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile değerlendirme gibi farklı yöntemler bulunmaktadır (Mallya, 2013; Yazıcı ve ark., 2007). Dental malzemelerin yüzey dokusunu anlamak veya yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için profilometre çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (Gönülol ve Yılmaz, 2012; Sarac ve ark., 2006). Profilometrik analizin sadece sayısal veya nicel değerler vermesi araştırmacılar tarafından sınırlayıcı faktör olarak ifade edilmiştir (Can ve ark., 2014). SEM, profilometre tarafından değerlendirilemeyen kontur değişikliklerini gösterebilmekle birlikte üç boyutlu yüzey topografisini tanımlayamamaktadır. Leitaoy'a göre (1982) SEM tekniği restorasyon yüzeyinin sınırlı bir kısmını göstererek bütün yüzeyi temsil edememekte ve malzemenin ortalama yüzey pürüzlülüğünü verememektedir. AFM, diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntülerini elde etmek için kullanılabilir (Kakaboura ve ark., 2007). Kakaboura ve arkadaşlarının (2007) kompozit rezin materyallerin yüzey özelliklerini profilometre, SEM ve AFM ile değerlendirdikleri çalışmalarında; AFM'de 3 boyutlu görüntü elde edildiği için profilometreye göre yüzey pürüzlülüğünü belirlemede daha iyi olduğu ve SEM'e göre de daha detaylı bilgi verdiği bildirilmiştir. Joniot ve arkadaşlarının (2006), iki farklı analiz sistemi kullanarak yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında ise araştırmacılar, mekanik profilometrelerin polisaj işlemleri sonucunda oluşan yüzey pürüzlülüğü

değerlerini, optik profilometrelerin ise materyalin kendi yapısından kaynaklanan mikropürüzlülüğü saptamakta daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda suni diş materyallerinin yüzey pürüzlülüğü mekanik profilometre ile değerlendirilmiştir. Profilometre; pratik kullanım, suni dişlerle çalışma uygunluğu, ucuz maliyet, sayısal değerler ile karşılaştırma yapılabilmesi, elde edilen verinin istatistiksel analize uygunluğu, çalışmalarda sıkça kullanılması gibi avantajlara sahip olmasından dolayı çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü değerlendirme yöntemi olarak tercih edilmiştir (Abu-Bakr ve ark., 2001; Marigo ve ark., 2001).

Profilometre ile yüzey düzensizliklerinin nicel ölçümüne ulaşılır. Bu çalışmada yüzey pürüzlülüğü Ra parametresi ile belirlenmiştir. Bazı çalışmalarda Ra değeri, yüzey topografyasına ilişkin zayıf bir parametre olarak görülse de, dental materyallerin yüzey topografyasını doğrulamak için en sık kaydedilen değerdir (Abu-Bakr ve ark., 2001; Marigo ve ark., 2001). Bunun yanı sıra Ra, ilgili literatürler incelendiğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen, sadece ortalama pürüzlülüğünü yansımasıyla sınırlı veriye sahip bir parametredir (Al-Wahandi, 2006; Bottino ve ark., 2006; Kantorski ve ark., 2009). Çalışmamızda Ra üzerinden değerlendirme yapılmasının nedeni, benzer çalışmalarda en sık değerlendirilen parametre olmasının yanında bu çalışmanın bulgularının klinik olarak anlamlı bir eşik değer ile karşılaştırılabilir olmasının amaçlanmasıdır.

Başlangıç yüzey pürüzlülüğü oluşturmak adına çalışmamızda silikon karbid zımparalarla ıslak ortamda aşındırma işlemi uygulanmıştır fakat örneklerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri değerlendirilmemiştir. Bunun nedeni, başlangıç yüzey pürüzlülüğünün operatör tarafından oluşturulması ve yapılan çalışmalarda polisaj işleminin nihai etkisinin başlangıç yüzey pürüzlülüğüyle ilişkilendirilememesidir (St-Pierre ve ark., 2019).

Dental materyallerin çeşitli yapısal özelliklerinin değerlendirilmesinde uzun süreli klinik çalışmaların en güvenilir yöntem olduğu ifade edilmiştir (DeLong ve Douglas, 1983). Bununla birlikte teknik zorluklar, klinik uygulamalar esnasında çalışma metodolojisinin tekrarlanamaması, çalışma sürecinin uzunluğu, çalışmaya

dahil edilecek hastalara bağılı faktörlerin değişkenliği (dentisyon, çiğneme kuvvetleri, beslenme farklılıkları gibi) nedeniyle standardizasyon sağlanamadığı için; suni dişlerin mikrosertlik, renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü gibi yapısal özellikleri değerlendirilirken çoğunlukla in vitro çalışmalar tercih edilmektedir (Badra ve ark., 2005; Campanha ve ark., 2005; Ersu ve ark., 2007; Haselton ve ark., 2004; Imamura ve ark., 2008; Kawano ve ark., 2002; Köksal ve Dikbaş, 2008; Mutlu-Sagesen ve ark., 2001; Pavarina ve ark., 2003; Yılmaz ve ark., 2008). Çalışmamız bu doğrultuda in-vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Polisaj materyallerinde aşındırıcı partiküllerin içine gömüldüğü ortam materyalinin tipi veya çoğunlukla kullanılan kauçuk ve silikon gibi ortam materyallerinin sertliği yüzey kalitesini etkileyebilir (St-Pierre ve ark., 2019). Aşındırıcı parçacıkların sertliği ve boyutu da önem kazanmaktadır. Özellikle kompozit rezin içerikli materyallerin polisajında ilk olarak, sadece rezin matrisinin aşınmasını ve doldurucu parçacıklarının yüzeyden çıkıntı yapmasını önlemek için, aşındırıcı parçacıkların dolduruculardan daha sert olması gerekir. İkinci olarak, kompozit rezin yüzey üzerinde çizikleri önlemek için aşındırıcı parçacıkların boyutu küçük olmalıdır (Jefferies, 2007). Çok aşamalı sistemler, parlak ve pürüzsüz yüzey oluşana kadar önceki aşamada oluşan çizikleri çıkarmak için her aşamada daha küçük parçacıklar kullanır. Tek aşamalı sistemlerde parçacık boyutu kompozit rezin yüzeyinde çizik bırakabileceğinden dolayı önemlidir. Bazı çalışmalar, çok aşamalı polisaj sistemlerinin tek aşamalı polisaj sistemlerinden daha iyi performans gösterdiğini bildirmiştir (Jung ve ark., 2007; Rodrigues ve ark., 2015). Bunun yanı sıra; tek aşamalı veya iki aşamalı sistem olarak kullanılan Enhance/PoGo sisteminin en yüksek parlaklığı gösterdiğini, Sof-Lex alüminyum oksit disklerin ise daha zayıf bir yüzey kalitesi ürettiği de bildirilmiştir (Almeida ve ark., 2009; Ereifej ve ark., 2013; Turkun ve Turkun, 2004).

Kompozit rezinlerin yüzey kalitesi, doldurucu tipi, doldurucu partikül boyutu, doldurucu yüklemesi, rezin içeriği ve partikül morfolojisi gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Kompozit materyallere daha küçük boyutlu partikül ilavesiyle polisaj başarısının arttığı ve daha düşük yüzey pürüzlülük değerlerine ulaşıldığı

bildirilmiştir (Venhoven ve ark., 1996). Kompozit içerikli materyallere polisaj uygulamasına ilişkin çalışmalarda farklı kompozitler üzerinde uygulanan aynı polisaj sistemleri farklı sonuçlar verebilmektedir. Bu farklılığın, kompozitlerin farklı partikül büyüklüğüne sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Borges ve ark., 2004). Partikül sertliği ve doldurucu partiküllerin miktarının kompozitlerin polisaj sonrası yüzey mikromorfolojisinde etkili faktörler olduğu bildirilmiştir (Chung, 1994). Lu ve arkadaşları (2003) ise, kompozit materyallerin yüzey pürüzlülüğünde, polisaj sistemlerinin kompozitlerin yapılarından daha önemli rol oynadıklarını bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada ise tek ve çok aşamalı polisaj sistemlerinin farklı kompozitlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin materyale bağımlı olduğu, yüzey pürüzlülüğü değerlerinin kullanılan materyal içeriği ve polisaj sistemine göre farklılık gösterdiği ifade edilmiştir (Bashetty ve Joshi, 2010). Farklı kompozit materyaller arasındaki polisajlanabilirlik farkının, farklı polisaj sistemleri ve bu sistemlerin polisaj performansları arasındaki farktan daha önemli olduğu bildirilmiştir (Heintze ve ark., 2019). Çalışmamızda da farklı polisaj sistemlerine göre suni dişler farklı pürüzlülük değerleri göstermiştir.

Mikrodolduruculu kompozitlerin, küçük partiküller ve yüksek rezin içermesi nedeniyle nanohibrit ve nanodolduruculu kompozitlere kıyasla daha düşük mekanik özellik ile daha yüksek yüzey kalitesine sahip olduğu bildirilmiştir (Janus ve ark., 2010). Çalışmamızda aynı polisaj yöntemi uygulanan kompozit rezin suni diş gruplarında, inorganik mikrodolduruculu (izosit) suni dişler ve nanohibrit suni dişlere ait polisaj sonrası elde edilen ortalama Ra değerleri kıyaslandığında, sadece pomza (Pz) gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır; izosit dişlere ait ortalama Ra değeri daha düşük bulunmuştur. Restoratif kompozit materyaller ile kompozit rezin suni dişlerin içerik, üretim ve yapısal farklılıklarından dolayı polisaj etkinliğinin de farklı olacağı düşünülmektedir.

Bakteriyel retansiyon için eşik yüzey pürüzlülüğü 0,2 µm olarak bildirilmiştir (Quirynen ve ark., 1990). Bu değerin altındaki yüzey pürüzlülüğünün, bakteri birikiminin azaltılmasına etkisi olmadığı, 0,2 µm'den büyük değerlerde ise plak birikiminde artış meydana geldiği belirtilmiştir (Bollen ve ark., 1997). Bollen ve

arkadaşları (1996) ile Quirynen ve arkadaşlarının (1996) titanyum implantların ortalama yüzey pürüzlülük değeri (Ra) ile bakteriyel tutunma arasındaki ilişkiyi değerlendirdikleri çalışmalarında, 0,2 μm 'nin altındaki Ra değerlerinde, supragingival ve subgingival mikrobiyal kolonizasyonun etkilenmediği sonucuna ulaşmışlardır. Yapılan çalışmalarda, 0,7 – 1,4 μm aralığında Ra değerleriyle sonuçlanan çeşitli yöntemlerle parlatılmış yüzeyler arasında plak birikiminde kayda değer bir fark olmadığı bildirilmiştir (Shintani ve ark., 1985; Weitman ve ark., 1975). Bununla birlikte çalışmalarda plak birikimi tamamen yüzey pürüzlülüğü ile ilişkilendirilmemiş; oral dokuların çevresel koşulları, mikroorganizmaların büyüklüğü, mikrobiyal floranın fenotipik heterojenliği ve tükürük varlığı dahil olmak üzere birçok ek faktörün mikrobiyal yapışmayı etkileyebileceği vurgulanmıştır (Luo ve Samaranayake, 2002; Pereira-Cenci ve ark., 2008; Samaranayake ve ark., 1980; Taylor ve ark., 1998). Chung (1994) 1 μm 'den az yüzey pürüzlülüğüne sahip restorasyonların klinik şartlarda kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda 4 farklı suni diş yüzeyinde ulaştığımız ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri eşik pürüzlülük değeri olarak kabul edilen 0,2 μm 'ye göre kıyaslandığında, Sof-Lex ve OneGloss tüm suni diş tipleri için eşik değerin üzerinde, pomza ile polisaj sadece izosit dişlerde eşik değerinin altında, polisaj pastası ve pomza sonrası polisaj pastası uygulaması tüm suni diş tipleri için eşik değerinin altında sonuç vermiştir.

Çeşitli çalışmaların sonuçları, profilaktik polisaj pastaları, çeşitli kauçuk parlaticılar, aşındırıcı taşlar ve pomza uygulamaları ile akrilik esaslı materyallerin yüzey pürüzlülüğünün 0,2 μm ortalama Ra eşik değerini aştığını göstermiştir (Heath ve Wilson, 1976; Loney ve ark., 1994; Yamauchi ve ark., 1990). Akrilik yüzeylerin alüminyum oksit içerikli polisaj pastaları ile polisajıyla daha düşük yüzey pürüzlülüğü seviyelerinin elde edilebileceği bildirilmiştir (Kuhar ve Funduk, 2005; Loney ve ark., 1994; Radford ve ark., 1997; Sofou ve ark., 2001; Zissis ve ark., 2000). Çalışmamızda önceki çalışmaların bulgularına paralel olarak, akrilik ve çapraz çift bağlı akrilik suni dişlerde en düşük ortalama Ra değerleri pomza sonrası polisaj pastası ve sadece polisaj pastası uygulanan gruplarda elde edilmiştir.

Şahin ve arkadaşları'nın (2015) yaptığı bir çalışmada, doldurucusuz PMMA, mikrodolduruculu akrilik, nanohibrit kompozit rezin suni dişlerde yüzey vernikleri ile pomza sonrası polisaj pastası uygulamalarının yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkisi değerlendirilmiş; çalışmamızın bulgularıyla paralel olarak pomza sonrası polisaj pastası uygulaması ile tüm diş tiplerinde eşik değerin (0,2 µm) altında Ra değeri elde edilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız suni diş materyalleri ve konvansiyonel laboratuvar polisaj işlemi olarak değerlendirebileceğimiz pomza sonrası polisaj pastası uygulamaları ilgili çalışma ile benzerdir. Çalışmamızda kullandığımız Gnathostar (Ivoclar Vivadent AG, Italy) dişler doldurucuz PMMA, SR Vivodent DCL (Ivoclar Vivadent AG, Italy) suni dişler organik dolduruculu ve çift çapraz bağlı akrilik, SR Phonares II (Ivoclar Vivadent AG, Italy) dişler nanohibrit kompozit rezin suni diş kategorisindedir.

Hahnel ve arkadaşları'na (2008b) ait benzer çalışmada doldurucusuz PMMA ve doldurucu içeren akrilik suni dişlerin yüzey pürüzlülük ve bakteriyel yapışma değerleri karşılaştırılmış; doldurucusuz PMMA suni diş grubunda düşük bakteriyel yapışma gözlenirken, doldurucu içeren grupta en yüksek Ra ve bakteriyel yapışma tespit edilmiştir.

Ayaz ve arkadaşları'nın (2016) akrilik kaide rezinlerine farklı polisaj uygulamalarının ve protez temizleyicilerinin akrilik rezinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; pomza, pomza sonrası polisaj pastası ve pomza sonrası yüzey verniği uygulamaları ortalama Ra yönünden kıyaslanmıştır. Akrilik rezin örneklerine ait sadece pomza uygulamasına kıyasla pomza sonrası polisaj pastası uygulaması ile daha düşük ortalama Ra değerleri bildirilmiştir. Çalışmanın bulgularına benzer olarak, akrilik ve çapraz çift bağlı akrilik suni dişlerde pomza ve pomza sonrası polisaj pastası uygulamaları ortalama Ra yönünden değerlendirildiğinde; pomza sonrası polisaj pastası uygulaması ile daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir.

Kuhar ve Funduk'un (2005) çalışmalarında, 3 farklı akrilik kaide rezininin yüzey pürüzlülüğüne 4 farklı hasta başı polisaj kiti ve 2 farklı konvansiyonel

laboratuvar polisaj tekniğinin etkisi incelenmiş; hasta başı polisaj kitleri ile eşik değerin (0,2 μm) üzerinde ortalama Ra değerine ulaşılmış; çalışmamızın bulgularına benzer olarak ise tüm gruplar için polisaj pastası uygulaması ile en düşük ortalama Ra değeri elde edilmiştir.

Polisaj işlemleri için kullanılan sürenin yüzey pürüzlülüğünü etkileyebileceği belirtilmiştir (da Costa ve ark., 2007). Heintze ve arkadaşları (2006), yüzey pürüzlülüğünün ve parlaklığın zamana bağlı olduğunu, yüzey pürüzlülüğünde en büyük iyileşmenin beş saniye sonra gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Çok aşamalı polisaj sistemlerinde uygulanan polisaj süresinin, tek aşamalı olan sistemlerde uygulanan süreden daha uzun olması sebebiyle, bu sistemlerle elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin daha az olacağı öngörülmüştür (Kocaağaoğlu ve ark., 2017). Çalışmamızda kullandığımız Sof-Lex polisaj diskleri çok aşamalı, OneGloss polisaj lastikleri tek aşamalı polisaj sistemi olarak tanıtılmaktadır. Çalışmamızda Sof-Lex ve OneGloss ile polisaj uygulaması sonrası elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri suni diş tiplerine göre kıyaslandığında, yalnızca akrilik ve çapraz çift bağlı akrilik diş gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır; OneGloss tek aşamalı polisaj sistemi daha başarılı bulunmuştur. Kompozit rezin suni diş gruplarında ise anlamlı fark yoktur. Sof-Lex çok aşamalı polisaj sisteminde OneGloss tek aşamalı polisaj sistemine kıyasla akrilik suni dişlerde daha pürüzlü yüzey eldesinin, polisaj işlemi süresi iki polisaj sistemi için de eşit olduğundan polisaj süresi faktöründen değil; materyal etkileşiminin olumsuz olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Tüm suni diş gruplarında farklı polisaj yöntemleri ile elde edilen ortalama Ra değerlendirildiğinde; her bir diş tipi için en düşük yüzey pürüzlülük değerleri polisaj pastası ve pomza sonrası polisaj pastası uygulamaları ile elde edilmiştir. Bu iki yöntem işlem süresi açısından kıyaslandığında, pomza sonrası polisaj pastası uygulaması en uzun süreli polisaj işlemini oluşturmaktadır. Aşama sayısı ve polisaj süresi yönünden farklı olan polisaj pastası ve pomza sonrası polisaj pastası uygulamaları arasında tüm diş tipleri içerisinde anlamlı fark bulunmamıştır.

St-Pierre ve arkadaşları'nın (2019) 4 farklı kompozit restoratif materyal (mikrodolduruculu, nanodolduruculu, nanohibrit) ve 12 farklı tek – çok aşama polisaj sistemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, en yüksek yüzey pürüzlülük değeri tek aşamalı OneGloss ve ComposiPro Brush ile elde edilmiş; çok aşamalı Sof-Lex sistemi eşik yüzey pürüzlülük değerinde (0,2 µm) ve çok aşamalı Enhance/PoGo sistemi eşik değerin (0,2 µm) üzerinde pürüzlülük değeriyle sonuçlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda tek aşamalı polisaj sistemlerinin, çok aşamalı polisaj sistemleriyle benzer sonuçlar verdiğini, klinik süreyi ve maliyeti azaltması amacıyla tek aşamalı sistemlerin tercih edilebileceği bildirilmiştir (St-Georges ve ark., 2005; Yap ve ark., 2004). Bununla birlikte çok aşamalı polisaj sistemlerinin tek aşamalı polisaj sistemlerinden çok daha iyi sonuçlar verdiğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Koh ve ark., 2008; Üçtaşlı ve ark., 2007).

Restoratif materyallerin polisajına ilişkin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmalarda olası önyargı, polisaj süresi, el aletinin hızı, suni diş yüzeylerine uygulanan basınç, el becerisi, operatörün deneyimi, aşındırıcı yüzeyin yönü gibi değişkenler etrafında şekillenmiştir (Koh ve ark., 2008; St-Pierre ve ark., 2019). Çalışmamızda, her bir polisaj prosedürü için el aleti ile vuruşların sayısı eşit uygulanmış, düzlemsel bir hareket kullanılmıştır. Tek yönlü bu hareketin önemli oranda daha düşük yüzey pürüzlülük değerleriyle sonuçlandığı yapılan bir çalışmada bildirilmiştir (Fruits ve ark., 1996). Çalışmamızda üretici talimatları doğrultusunda ve benzer çalışmalar dikkate alınarak polisaj protokolü (hız, süre) oluşturulmuştur. Tüm örnekler, tek operatör tarafından polisaj süresi kronometre ile kontrol edilerek polisaja tabi tutulmuştur. İn-vitro çalışmalarda uygulanan süre, ortalama bir klinik uygulamadakinden fazla olabilmektedir. Bunun nedeni, örneklerin yüzey alanının büyüklüğü ve standardizasyon çabasıdır. Çalışmamızda el aletinin hızı elektrikli bir el aleti kullanılarak her bir polisaj grubu için kendi içinde standartlaştırılmıştır fakat örnek yüzeylerine uygulanan basınç standardizasyonunun oluşturulamaması, farklı araştırmacılara göre çalışmanın limitasyonlarından biri olarak değerlendirilebilir (Heintze ve ark., 2019; Kuhar ve Funduk, 2005). Dental polisaj sistemlerinin bazı

üreticileri (Kenda ve Shofu) tarafından diş hekimlerine çoğunlukla 2 N veya altında bir baskı kuvveti uygulama önerilmiştir; ancak diş hekimlerinin baskı kuvvetini değerlendirmesi kolay olmamaktadır (Heintze ve ark., 2019). Kuhar ve Funduk'un yaptıkları bir çalışmada (2005), farklı akrilik rezin kaidelere 4 farklı hasta başı polisaj kitlerinin uygulanmasında; örnek yüzeylerine uygulanan yükün standardize edilmesi ve operatör faktörünün elimine edilmesi için baskı kuvvetinin 3-5 N'luk değere sabitlendiği bir sistem geliştirilmiştir. Bu sistem ağırlık parçasının ve el parçasının sabitlendiği bir koldan oluşturmuş, örnekler parlaticının altına yerleştirilip operatör tarafından serbestçe hareket ettirilmiştir. Heintze ve arkadaşları (2006) tarafından yapılan bir in-vitro çalışmada, baskı kuvvetinin polisajlanan malzemeye bağlı olarak hem yüzey parlaklığı hem de yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Rao ve arkadaşları (2015) klinik koşullar altında polisaj etkinliğinin operatöre bağımlı olduğunu, polisaj verimliliğinin dental polisaj tezgahının durumuna ve operatörün el becerisine göre değişebileceğine dikkat çekmiştir. Senawongse ve arkadaşları'na (2007) göre, bitirme ve polisaj sistemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin; polisajlanan yüzey materyali, kullanılan aşındırıcı, her bir aşındırıcıyla harcanan süre, vuruş sayısı, uygulanan basıncın büyüklüğü, aşındırıcı materyalin yüzeye hizalanması ve aşındırıcı aletlerin geometrisi gibi birçok farklı değişkenle ilişkili olduğu yönündedir. Zimmerli ve arkadaşları'nın (2011) kompozit rezin yüzeylere polisaj işleminde operatör etkisini değerlendirdikleri çalışmaları ise operatörün yaşı ve deneyiminin, polisaj sonrası yüzey kalitesini etkilemediği yönünde sonuçlanmıştır.

Çalışmanın limitasyonlarından bir diğeri, suni dişlerin aşındırma sonrası polisaj uygulamasında; kolay polisajlanabilir ve ölçülebilir yüzey sunduğu için molar dişlerin bukkal yüzeylerinin kullanılmasıdır. Okluzal tabla morfolojisi tamamıyla düz yüzeyleri içermemektedir ve ulaşılamayan alanlar kalabilmektedir. Suni dişlerin okluzal tablaları üzerinde polisaj sistemlerinin etkinliğinin değerlendirilmesine yönelik çalışmalarda farklı sonuçlara ulaşılabilir. Konvansiyonel laboratuvar polisajı uygulaması ile ulaşılamayan küçük alanlarda ve protezin uyumlandırma aşındırması sonrası polisajında hasta başı polisaj kitlerinin de dahil edilebileceği bildirilmiştir (Kuhar ve Funduk,2005; Sofou ve ark., 2001; Zissis ve ark., 2000). Bununla birlikte

klirik uygulamaların daha yüksek pürüzlülük değeriyle sonuçlanabileceği, nedeni olarak ise dental klinik uygulamalarında, ortam ve çalışma koşullarının araştırmalarda uygulandığı ölçüde kontrol altında tutulamaması olarak açıklanmıştır (Chatzivasileiou ve Kotsiomiti, 2013).

Çalışmamız, in-vitro protokole göre 4 farklı suni diş materyali üzerinde kullanılan 5 farklı polisaj tekniğini değeriendirdiğinden, klinik koşullar ideal olarak yansıtlamamıştır. Dental protetik materyallerin hasta başında veya laboratuvarında polisajlanması genellikle çalışmalarda uygulananlara göre çok daha az mükemmel koşullar altında yapılmaktadır (Kuhar ve Funduk, 2005).

Polisaj işlemlerinin restoratif yüzeylerde kalıcılığının, zamana bağlı olarak bakteriyel biyolojik bozunma, alkol, asidik çözeltiye maruziyet, fırça abrazyonu gibi birçok faktörden etkilendiği bildirilmiştir (Bansal ve ark., 2012; da Silva ve ark., 2016; de Gouvea ve ark., 2011; Hamouda, 2011; Karaman ve ark., 2014; Padovani ve ark., 2014; Tantanuch ve Kukiattrakoon, 2016). Polisaj işlemlerinin suni dişler üzerinde kalıcılığını değeriendiren in-vitro ve in-vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

Polisaj sistemlerinin kalitesi, polisaj materyali ile suni diş materyali arasındaki etkileşim, suni diş materyali ve polisaj materyalinin içeriği, suni diş materyalinin polisajlanabilirliği, operatörle ilgili değışkenler dahil olmak üzere çeşitli faktörler; gelecekte planlanacak suni dişlere ait polisaj çalışmalarda elde edilecek bulguların farklı olmasına yol açabilir (Almeida ve ark., 2009; Jung ve ark., 2007; Rodrigues ve ark., 2015; St-Pierre ve ark., 2019). Farklı içerikteki suni dişlere uygulanacak olan ideal polisaj tekniğine yönelik çalışmaların planlanması, klinisyenlerin doğru materyal ve yöntem seçimine daha fazla ışık tutacaktır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın limitasyonları dahilinde ulaşılan sonuçlar aşağıda bildirilmektedir:

1) Suni diş tipi fark etmeksizin aşındırma sonrası uygulanan farklı polisaj yöntemlerinden polisaj pastası ve pomza sonrası polisaj pastası uygulamaları ile en düşük ortalama yüzey pürüzlülük değerleri elde edilmiştir.

2) Suni dişlere polisaj uygulaması yapılırken işlemin basamak sayısının azaltılması, hasta başı sürenin kısaltılması ve olası kontaminasyon riskinin en aza indirilebilmesi için polisaj pastası ile parlatma klinisyenler tarafından tercih edilebilir.

3) Soflex ve Onegloss ile polisaj işlemi uygulanan 4 farklı suni diş çeşidinde de elde edilen ortalama yüzey pürüzlülük değerleri diğer polisaj yöntemlerine kıyasla klinik olarak kabul edilebilir eşik değerin (0,2 μm) üzerinde sonuç vermiştir. Suni dişlerde bu iki polisaj yönteminin uygulanmasının önerilemeyeceği sonucuna varılmıştır.

ÖZET

Suni Dişlerin Aşındırma Sonrası Yüzey Pürüzlülüğüne Polisaj Tekniklerinin Etkisi

Dental protezlerin önemli bir elemanı olan suni dişlerin yüzeylerinin pürüzsüz olması birçok açıdan büyük önem taşır. Ağızda mevcut olan doğal dişlerle ve yumuşak dokuyla doğrudan temas halinde bulunan suni dişlerin yüzeyleri uyumlandırma sonrası pürüzlü bırakıldığında plak birikimi, çürük oluşumu, dişeti enflamasyonu gibi olumsuz sonuçlara neden olabilmektedir. Bu nedenle suni dişlerin aşındırma sonrası yüzey pürüzlülüğü, çeşitli polisaj işlemleriyle giderilmelidir. Araştırmada 4 farklı suni diş materyalinin aşındırma sonrası oluşan yüzey pürüzlülüğüne 5 farklı polisaj yönteminin etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada PMMA akrilik (A), çapraz çift bağlı akrilik (Ç), nanohibrit kompozit (N) ve izosit (İ) suni molar dişlerin bukkal yüzeyleri test alanı olarak belirlenmiştir. Suni diş yüzeyleri farklı grenlerdeki (-400, -600, -800, -1000) silikon karbid zımparayla ıslak ortamda aşındırılıp, üretici talimatları doğrultusunda; Sof-Lex (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), OneGloss (Shofu Inc., Kyoto, Japan), pomza, polisaj pastası (Universal polishing paste, Ivoclar Vivodent AG, Italy) ve pomza sonrası polisaj pastası ile muamele edilmiştir. Polisaj yöntemleri Sof-Lex (Sx), OneGloss (Og), pomza (Pz), polisaj pastası (Pp) ve pomza sonrası polisaj pastası uygulaması (Pzp) olarak adlandırılmıştır. Polisaj sonrası yüzey pürüzlülük ölçümleri için profilometre kullanılmış, ortalama Ra değerleri kaydedilmiştir. Değerler 2 Yönlü Faktöryel Varyans Analizi (ANOVA) tekniği ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

A ve Ç diş tipleri için parlatma yöntemleri Ra ortalamalarına göre karşılaştırıldığında, Sx grubu ile diğer tüm gruplar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$). İ diş tipinde Pz grubu ile diğer gruplar arasındaki ortalama Ra değerine ait fark anlamlıdır ($p<0,05$). N diş tipi için Sx grubu ile Pz, Pp ve Pzp grupları arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$). Bütün suni diş tipleri için en büyük ortalama Ra değerleri Sx gruplarında elde edilmiştir. Sx ve Og parlatma yöntemi için A, Ç, İ ve N diş tiplerine ait ortalama Ra değerleri arasındaki fark anlamlı değildir ($p>0,05$). Pz parlatma yönteminde Ç ve İ grupları arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$). Pp parlatma yönteminde, A ve İ grupları ile Ç grubu arasındaki ortalama Ra değerine ait fark anlamlıdır ($p<0,05$). Pzp parlatma yöntemi için N diş tipi ile diğer diş tipleri arasında ortalama Ra değeri arasında anlamlı fark yoktur ($p>0,05$), A ve İ grupları ile Ç grubu arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$).

Bütün suni diş tipleri için polisaj pastası ve pomza sonrası polisaj pastası uygulamaları ile en düşük ortalama Ra değerleri elde edilmiştir. Sof-Lex ve OneGloss ile suni dişlere polisaj uygulaması, klinik eşik değer olarak kabul gören $0,2 \mu\text{m}$ pürüzlülük değerinin üzerinde ortalama Ra ile sonuçlanmış ve bu tür parlatma ürünlerinin yapay dişlerin parlatılmasında tavsiye edilemeyeceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Polisaj, Suni Diş, Yüzey Pürüzlülüğü.

SUMMARY

The Effect of Polishing Techniques on the Surface Roughness of Artificial Teeth After Adjustment

It is critical for the artificial teeth, which are important elements of dental prostheses, to have smooth surfaces. When artificial teeth surfaces that are in direct contact with teeth and intraoral soft tissues have not been polished after intraoral adjustment, possible outcomes such as plaque accumulation, caries formation and gingival inflammation can occur. For this reason, artificial tooth surfaces should be smoothened with proper polishing processes. The purpose of this in-vitro research was to determine the effect of 5 different polishing methods on the surface roughness of 4 different artificial teeth after adjustment.

The buccal surfaces of PMMA acrylic (A), double-cross-linked acrylic (C), nanohybrid composite (N) and isosit (I) artificial molar teeth were determined to be the test area. Artificial teeth surfaces were abraded in wet conditions using silicon carbide papers with different grades (-400, -600, -800, -1000). Artificial teeth were polished according to the manufacturer's instructions with the following products; Sof-Lex (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), OneGloss (Shofu Inc., Kyoto, Japan), pumice, polishing paste (Universal polishing paste, Ivoclar Vivodent AG, Italy) and polishing paste after pumice. The polishing groups were as follows: Sof-Lex (Sx), OneGloss (Og), pumice (Pz), polishing paste (Pp) and post-pumice polishing paste application (Pzp). After the application of polishing methods, the surface roughness of each specimen was measured with a profilometer and the Ra values (μm) were recorded. Data were statistically evaluated by using 2-way Factorial Analysis of Variance (ANOVA) technique.

When the polishing methods for groups A and C were compared with respect to Ra, the difference between the Sx group and the other groups were statistically significant ($p < 0,05$). For group I, the differences in Ra values between the Pz method and the other methods were statistically significant ($p < 0,05$). For group N, the differences between Sx with Pz, and Pp with Pzp groups were statistically significant ($p < 0,05$). The highest mean Ra values for all groups were obtained for Sx method. For the Sx and Og methods, the differences between the mean Ra values of the A, C, I and N groups were not significant ($p > 0,05$). For the Pz method, the difference between C and I groups was statistically significant ($p < 0,05$). For Pp method, the differences in mean Ra value between the A, I, and C groups were significant ($p < 0,05$). For Pzp method, there were no significant differences in the mean Ra values between the N group and the other groups ($p > 0,05$). The differences between the A and I groups with C group was statistically significant ($p < 0,05$).

The application of polishing paste and polishing paste after pumice for all types of artificial teeth has provided the best results with respect of Ra values. The polishing artificial teeth with Sof-Lex and OneGloss resulted in a mean Ra value above the clinical threshold of $0,2 \mu\text{m}$ roughness and it was concluded that such polishing products can not be recommended for polishing artificial dental teeth.

Keywords: Artificial Teeth, Polishing, Surface Roughness.

KAYNAKLAR

- 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(1)**: 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)**: 407-12.
- ABU-BAKR N, HAN L, OKAMOTO A, IWAKU M (2001). Evaluation of the surface roughness of compomer by laser scanning microscopy. *Dent Mater* **20(2)**: 172-80.
- AL-KHERAIF AAA (2014). The effect of mechanical and chemical polishing techniques on the surface roughness of heat-polymerized and visible light-polymerized acrylic denture base resins. *Saudi Dent J* **26**: 56-62.
- ALMEIDA K, ALMEIDA K, MADEIROS I, COSTA J, ALVES C (2009). Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci* **17(1)**: 21-6.
- AL-RIFAIY MQ (2010). The effect of mechanical and chemical polishing techniques on the surface roughness of denture base acrylic resins. *Saudi Dent J* **22**: 13-7.
- AL-SHAMMERY HA, BUBB NL, YOUNGSON CC, FASBINDER DJ, WOOD DJ (2007). The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD-CAM ceramics following two polishing techniques. *Dent Mater* **23**: 736-41.
- AL-WAHANDI A (2006). An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed and refinished ceramic materials. *Quintessence Int* **37**: 311-7.
- ANUSAVICE KJ (1996). L Phillip's Science of Dental Materials. 10th ed., Philadelphia: W.B. Saunders Co., p.: 237.
- ANUSAVICE KJ, ANTONSON SA (2003). Finishing and polishing materials. In: Anusavice KJ, editors. Phillips' science of dental materials. 11th Ed., St.Louis, Elsevier Health Sciences 351-76.
- AXELSSON P, LINDHE J (1978). Effect of controlled oral hygiene procedures on caries and periodontal disease in adults. *J Clin Periodontol* **5**: 133-51.
- AYAZ E, BAĞIŞ B, TURGUT S (2016). Protez cila materyallerinin farklı kaide maddelerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* **3**: 435-40.
- AYKENT F, YÖNDEM İ, ÖZYEŞİL AG, GÜNAL SK, AVUNDUK MC, ÖZKAN S (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent* **103**: 221-7.
- BADRA V, FARAONI V, RAMOS JJ, PALMA-DIBB RG (2005). Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent* **30(2)**: 213-9.

- BANİ M, ÖZTAŞ N (2013). Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontol Turc* **30(1)**: 13-7.
- BANSAL K, ACHARYA SR, SARASWATHI V (2012). Effect of alcoholic and non-alcoholic beverages on color stability and surface roughness of resin composites: an in vitro study. *J Conserv Dent* **15(3)**: 283-8.
- BANSAL K, GUPTA S, NIKHIL V, JAISWAL S, JAIN A, AGGARWAL N (2019). Effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of resin composite and enamel: An in-vitro profilometric and scanning electron microscopy study. *Int J App Basic Med Res* **9**: 154-8.
- BARBOSA GKS, ZAVANELLI AC, GUILHERME AS, ZAVANELLI RA (2009). Efeito de diferentes técnicas de acabamento e polimento sobre a rugosidade superficial de resinas acrílicas utilizadas para restaurações provisórias. *Cienc Odontol Bras* **12(1)**: 15-22.
- BARRETO J, ALENCAR-SILVA F, OLIVEIRA V, SILVA-LOVATO C, SILVA P, REGIS R (2018). The effect of a continuous mechanical polishing protocol on surface roughness, biofilm adhesion, and color stability of acrylic resin artificial teeth. *J of Prosthodont* 1–8.
- BASHETTY K, JOSHI S (2010). The effect of one-step and multistep polishing systems on surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent* **13**: 34-8.
- BAYNE SC, THOMPSON JY, TAYLOR DF (2002). Dental materials. In: ‘Sturdevant’s, The art and science of operative dentistry’ (Ed. T.M. Robenson, H.O. Heymann, E.J. Swift), IV. Baskı, Mosby Inc., Missouri, 133-234.
- BERGER JC, DRISCOLL CF, ROMBERG E, LUO Q, THOMPSON G (2006). Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *J Prosthodont* **15(3)**: 180-6.
- BESSING C, WIKTORSSON (1983). A comparison of two different methods of polishing porcelain. *Scand J Dent Res* **91**: 482–7.
- BLACKHAM JT, VANDEWALLE KS, LIEN W (2009). Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent* **34**: 697–702.
- BOLLEN CM, PAPAIOANNO W, VAN ELDERE J, SCHEPERS E, QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D (1996). The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* **7**: 201–11.
- BOLLEN CML, LAMBRECHTS P, QUIRYNEN M (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* **13**: 258-69.
- BORCHERS L, TAVASSOL F, TSCHERNITSCHKEK H (1999). Surface quality achieved by polishing and by varnishing of temporary crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* **82**: 550-6.

- BORGES AB, MARSILIO AL, PAGANI C, RODRIGUES JR (2004). Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Restor Dent* **16**: 42-8.
- BOTTINO MC, VALANDRO LF, KANTORSKI KZ (2006). Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J* **17**: 285-9.
- BRAUN KO, NUNES DE MELLO JA, NUNES RACHED R (2003). Surface texture and some properties of acrylic resin submitted to chemical polishing. *J Oral Rehabil* **30**: 91-8.
- CAMPANHA NH, PAVARINA AC, VERGANI CE, MACHADO AL (2005). Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent* **93(5)**: 483-7.
- CAN G, AKALTAN F (2005). Hareketli Bölümlü Protezler - Planlama. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, **22**: 97.
- CAN SAY E, YURDAGÜVEN H, YAMAN BC, ÖZER F (2014). Surface roughness and morphology of resin composites polished with two-step polishing systems. *Dent Mater* **33**: 332-42.
- CARLÉN A, NIKDEL K, WENNERBERG A, HOLMBERG K, OLSSON J (2001). Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials* **22**: 481-7.
- CHATZIVASILEIOU K, KOTSIOMITI E (2013). Polishing of denture base acrylic resin with chairside polishing kits: an sem and surface roughness study. *Int J Prosthodont* **26**: 79-81.
- CHEN MH (2010). Update of dental nanocomposites. *J Dent Res* **89**: 549-60.
- CHEN RC, CHAN DC, CHAN KC (1988). A quantitative study of finishing and polishing techniques for a composite. *J Prosthet Dent* **59(3)**: 292-7.
- CHU FCS, FRANKEL N, SMALES RJ (2000). Surface roughness and flexural strength of selfglazed, polished and reglazed in-ceram/vitadur alpha porcelain laminates. *Int J Prosthodont* **13(1)**: 66-71.
- CHUNG KH (1994). Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater* **10**: 325-30.
- CRAIG RG, O'BRIEN WJ, POWERS JM (1996). Plastics in prosthodontics. In: Textbook on Dental Materials. 6th ed. St. Louis: Mosby Publisher; p: 242-65.
- CRAIG RG, POWERS JM (2002). Restorative Dental Materials. 11th Edition. Missouri: Mosby Company.
- CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC (2000). Dental Materials Properties and Manipulation (ed 7). St. Louis, MO, Mosby, pp:97-115.
- ÇALIKKOCAOĞLU S. (2004). Tam Protezler. Cilt 2. Özyurt Matbaacılık, Ankara s.: 413-8.

- DA COSTA J, ADAMS-BELUSKO A, RILEY K, FERRACANE JL (2010). The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent* **38**: 123-8.
- DA COSTA J, FERRACANE J, PARAVINA RD, MAZUR RF, ROEDER L (2007). The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *J Esthet Restor Dent* **19**: 214-24.
- DA COSTA JB, GONCALVES F, FERRACANE JL (2011). Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Oper Dent* **36**: 205-12.
- DA SILVA MAB, VITTI RP, SINHORETI MAC, CONSANI RLX, DA SILVA-JU'NIOR JG, TONHOLO J (2016). Effect of alcoholic beverages on surface roughness and microhardness of dental composites. *Dent Mater* **35(4)**: 621-6.
- DAL PIVA A, TRIBST J, CARVALHO P, UEMURA E, PAES T, BORGES A (2018). Effect of surface treatments on the bond repair strength of resin composite to different artificial teeth. *Appl Adhes Sci* **6**: 7.
- DAYANGAÇ B (2000). Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd. Şti., s.: 4-20.
- DAYANGAÇ B (2011). Kompozit Restorasyonlar. 2. Basım. İstanbul: Quintessence Yayıncılık; s:10-29.
- DE GOUVEA CV, BEDRAN LM, DE FARIA MA, CUNHA-FERREIRA N (2011). Surface roughness and translucency of resin composites after immersion in coffee and soft drink. *Acta Odontol Latinoam* **24(1)**: 3-7.
- DELONG R, DOUGLAS WH (1983). Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* **62(1)**: 32-6.
- DIRKSEN LC. Plastic teeth: their advantages, disadvantages and limitations (1952). *J Am Dent Assoc* **44**: 265-8.
- DIAZ-ARNOLD AM, DUNNE JT, JONES AH (1999). Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent* **82(5)**: 525-8.
- DODGE WW, DALE RA, COOLEY RL, DUKE ES (1991). Comparison of wet and dry finishing of resin composites with aluminum oxide discs. *Dent Mater* **7**: 18-20.
- DUARTE G, MENDONÇA A, FREITAS AR, DUARTE A, HOLANDA J (2017). Effect of finishing and polishing methods on surface roughness of autopolymerized acrylic resins. *Rev Gaúch Odontol* **65(4)**: 303-7.
- EFEÖĞLU A, DEMİRHAN ERDEMİR A, ÖNCEL O (2000). Başlangıçtan Günümüze Diş Hekimliği. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul.
- EREIFEJ N, OWEIS Y, ELIADES G (2013). The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Oper Dent* **38(1)** 9-20.

- ERGÜN G, YENİSEY M (2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *OMÜ Diş Hek Fak Derg* **7**: 73-81.
- ERSU B, HANNAK WB, FREESMEYER WB (2007). Tam ve bölümlü protezlerde kullanılan akrilik rezin dişlerin sertliklerinin karşılaştırılması. *HÜ Diş Hek Fak Derg* **31(4)**: 58-64.
- FENTON AH (2004). Selecting and arranging prosthetic teeth and occlusion for the edentulous patient. In: *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients*. 12th Ed. Ed.: G. A. Zarb, C. L. Bolender. St. Louis: Mosby, Inc., p: 298-307.
- FOSER HP (1999). Philosophie und Entwicklung moderner Konfektionszähne. *Dental Spectrum*, **15**: 185-95.
- FRUITS TJ, MIRANADA FJ, CORY TL (1996). Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing differing polishing motions on selected restorative materials. *Quintessence Int* **27(4)**: 279-85.
- GADEGAARD N (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry* **81 (2-3)**: 87-97.
- GEDİK R, HURMUZLU F, COŞKUN A, BEKTAŞ OO, ÖZDEMİR AK (2005). Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc* **136(8)**: 1106-12.
- GHAZAL M, ALBASHAIREH ZS, KERN M (2008). Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *J Prosthet Dent*, **100(6)**: 441-8.
- 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**: 342-9.
- GONCALVES TS, SPOHR A, SOUZA RM, MENEZES LM (2008). Surface roughness of auto polymerized acrylic resin according to different manipulation and polishing methods. *Angle Orthod* **78(5)**: 931-4.
- GOTUSSO MJ (1969). Tratamiento químico e superficial de las resinas acrílicas. *Rev Asoc Odontol Argent* **57**: 359-61.
- GÖNÜLOL N, YILMAZ F (2012). The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent* **2**: 64-70.
- GROGER G, ROSENTRITT M, BEHR M, SCHRODER J, HANDEL G (2006). Dental resin materials in vivo – TEM results after one year: a pilot study. *J Mater Sci Mater Med* **17**: 825-8.
- GÜNGÖR H, GÜNDOĞDU M, DUYMUŞ ZY (2014). Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. *J Prosthet Dent* **112**:1271-7.

- HAHNEL S, ROSENTRITT M, BURGERS R, HANDEL G (2008a). Surface properties and in vitro *Streptococcus mutans* adhesion to dental resin polymers. *J Mater Sci Mater Med* **19**: 2619-27.
- HAHNEL S, ROSENTRITT M, BURGERS R, HANDEL G (2008b). Adhesion of *Streptococcus mutans* NCTC 10449 to artificial teeth: an in vitro study. *J Prosthet Dent* **100**: 309-15.
- HAMOUDA IM (2011). Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent* **23(5)**: 315-22.
- HASELTON DR, DIAZ-ARNOLD AM, DAWSON DV (2004). Effect of storage solution on surface roughness of provisional crown and fixed partial denture materials. *J Prosthodont* **13(4)**: 227-32.
- HEATH JR, WILSON HJ (1976). Surface roughness of restorations. *Br Dent J* **140**: 131-7.
- HEINTZE SD, FORJANIC M, ROUSSON V (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in-vitro. *Dent Mater* **22**: 146-65.
- HEINTZE SD, REINHARDT M, MULLER F, PESCHKE A (2019). Press-on force during polishing of resin composite restorations. *Dent Mater* **35**: 937-44.
- HIRANO S, MAY KB, WAGNER WC, HACKER CH (1998). In-vitro wear of resin denture teeth. *J Prosthet Dent* **79(2)**: 152-5.
- IMAMURA S, TAKAHASHI H, HAYAKAWA I, LOYAGA-RENDON PG, MINAKUCHI S (2008). Effect of filler type and polishing on the discoloration of composite resin artificial teeth. *Dent Mater* **27(6)**: 802-8.
- JAGER N DE, FEILZER A, DAVIDSON CL (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater* **16**: 381-8.
- JANUS J, FAUXPOINT G, ARNTZ Y, PELLETIER H, ETIENNE O (2010). Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dent Mater* **26(5)**: 416-25.
- JEFFERIES S (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am* **42(4)**: 613-27.
- JEFFERIES SR (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art. *Dent Clin North Am* **51**: 379-97.
- JONES CS, BILLINGTON RW, PEARSON GJ (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* **196**: 42-5.
- JONIOT S, GREGOIRE G, AUTHER AM, ROQUES YMJ (2000). Three-dimensional optical profilometry analysis of surface states obtained after finishing sequences for three composite resins. *Oper Dent* **25**: 311.
- JONIOT S, SALOMON JP, DEJOU J, GREGOIRE G (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent* **31(1)**: 39-46.

- JUNG M, EICHELBERGER K, KLIMEK J (2007). Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Oper Dent* **32(4)**: 347-55.
- 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**: 155–63.
- KANTORSKI KZ, SCOTTI R, VALANDRO LF (2009). Surface roughness and bacterial adherence to resin composites and ceramics. *Oral Health Prev Dent* **7**: 29-32.
- KARAHANLI IA (2002). Farklı yüzey işlemleri uygulanmış alaşım gruplarına bakteri tutunmasının in-vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- KARAMAN E, TUNCER D, FIRAT E, ÖZDEMİR OS, KARAHAN S (2014). Influence of different staining beverages on color stability, surface roughness and microhardness of silorane and methacrylate-based composite resins. *J Contemp Dent Pract* **15(3)**: 319-25.
- KASINA SP, AJAZ T, ATTILI S, SURAPANENI H, CHERUKURI M, SRINATH HP (2014). To evaluate and compare the porosities in the acrylic mandibular denture bases processed by two different polymerization techniques, using two different brands of commercially available denture base resins - an in vitro study. *J Int Oral Health* **6(1)**: 72-7.
- 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)**:243-7.
- KAWARA M, CARTER JM, OGLE RE (1991). Bonding of plastic teeth to denture base resins. *J Prosthet Dent* **66**: 566-71.
- KHAN Z, VON FRAUNHOFER JA, AND RAZAVI R (1987). The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *J Prosthet Dent* **57(3)**: 384-6.
- KHANNA G, APARNA I (2013). Comparison of Microhardness of Three Different Types of Acrylic Artificial Denture Teeth: An in vitro Study. *J Orofac Res* **3(3)**: 181-5.
- KOCAAĞAOĞLU H, ASLAN T, GÜRBULAK A, ALBAYRAK H, TAŞDEMİR Z, GÜMÜŞ H (2017). Efficacy of polishing kits on the surface roughness and color stability of different composite resins. *Niger J Clin Pract* **20**: 557-65.
- KOH R, NEIVA G, DENNISON J, YAMAN P (2008). Finishing systems on the final surface roughness of composites. *J Contemp Dent Pract* **(9)2**: 138-45.
- KÖKSAL T, DİKBAŞ I (2008). Color stability of different denture teeth materials against various staining agents. *Dent Mater J* **27(1)**: 139-44.
- KUHAR M, FUNDUK N (2005). Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *J Prosthet Dent* **93**: 76-85.

- KÜÇÜKEŞMEN HC, KÜÇÜKEŞMEN Ç, ÜŞÜMEZ A (2010). Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *SDÜ Sağlık Bilimleri Enst Derg* **1**: 39-48.
- LEE YK, EL ZAWAHRY M, NOAMAN KM, POWERS JM (2000). Effect of mouthwash and accelerated aging on the color stability of esthetic restorative materials. *Am J Dent* **13**: 159-61.
- LEITAO J (1982). Surface roughness and porosity of dental amalgam. *Acta Odontol Scand* **40**: 9-16.
- LONEY RW, MOULDING MB, HACKER CH, RITSCO RG (1994). Finishing and polishing of a poly (fluoroalkoxyphosphazene) resilient denture liner. *Int J Prosthodont* **7**: 362-7.
- LU H, ROEDER LB, LEI L, POWERS JM (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent* **17**: 102-8.
- LU H, ROEDER LB, POWERS JM (2003). Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Esthet Rest Dent* **15**: 297-303.
- LUO G, SAMARANAYAKE LP (2002). *Candida glabrata*, an emerging fungal pathogen, exhibits superior relative cell surface hydrophobicity and adhesion to denture acrylic surfaces compared with *Candida albicans*. *APMIS* **110**: 601-10.
- MADHYASTHA PS, HEGDE S, SRIKANT N, KOTIAN R, IYER SS (2017). Effect of finishing/polishing techniques and time on surface roughness of esthetic restorative materials. *Dent Res J* **14**: 326-30.
- MALLYA PL, ACHARYA S, BALLAL V, GINJUPALLI K, KUNDABALA M, THOMAS M (2013). Profilometric study to compare the effectiveness of various finishing and polishing techniques on different restorative glass ionomer cements. *J Interdiscipl Dent* **3(2)**: 86-90.
- MANDIKOS MN, MCGIVNEY GP, DAVIS E, BUSH PJ, CARTER JM (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* **85(4)**: 386-95.
- MARIGO L, RIZZI M, LA TORRE G, RUMI G (2001). 3-D surface profile analysis: different finishing methods for resin composites. *Oper Dent* **26(6)**: 562-8.
- MARSHALL G, BALOOCH M, TENCH RJ, KINNEY M, MARSHALL SJ (1993). Atomic force microscopy of acid effects on dentin. *Dent Mater* **9**: 265.
- MELLO PC, COPPEDE AR, MACEDO AP (2009). Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists. *J Appl Oral Sci* **17**: 451-56.
- MISCHL RJ (1978). Isosit-a new dental material. *Quintessence Int*, **9(3)**: 29-33.
- MORAES RR, GONÇALVES LDE S, LANCELLOTTI AC, CONSANI S, CORRER-SOBRINHO L, SINHORETI MA (2009). Nanohybrid resin composites: Nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent* **34**: 551-7.

- MOSZNER N, SALZ U (2001). New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* **26**: 535–76.
- MUNSHI N, ROSENBLUM M, JIANG S, FLINTON R (2017). In vitro wear resistance of nano- hybrid composite denture teeth. *J Prosthodont*, **26(3)**: 224-9.
- MUTLU-SAGESEN L, ERGÜN G, ÖZKAN Y, BEK B (2001). Color stability of different denture teeth materials: an in vitro study. *J Oral Sci* **43(3)**: 193-205.
- NEPPELENBROEK KH, PINTO ECT, PAVARINA AC, VERGANI CE, JORGE JH, ALMILHATTI HJ (2009). Aderência de microorganismos em materiais para base de próteses. *Rev Odontol Univ Cidade São Paulo*. **21(2)**: 126-36.
- NIKAWA H, HAMADA T, YAMAMOTO T (1998). Denture plaque—past and recent concerns. *J Dent* **26**: 299-304.
- O'BRIEN WJ (1997). Dental Materials and Their Selection (ed 2). Chicago, IL, Quintessence, pp:115-22.
- O'DONNELL EF, RADFORD DR, SINCLAIR GF, CLARK RK (2003). Chairside polishing of heat-cured acrylic resin: an SEM and EDA study. *Int J Prosthodont* **16**: 233-8.
- O'BRIEN WJ (2008). Dental Material and Their Selection. 4th ed. (Michigan: Quintessence) p: 25-35.
- OH WS, DELONG R, ANUSAVICE KJ (2002). Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent* **87**: 451-9.
- ÖZEL E, KORKMAZ Y, ATTAR N, KARABULUT E (2008). Effect of one-step polishing systems on surface roughness of different flowable restorative materials. *Dent Mater* **27(6)**: 755-64.
- PADOVANI G, FUCIO S, AMBROSANO G, SINHORETI M, PUPPIN-RONTANI R (2014). In situ surface biodegradation of restorative materials. *Oper Dent* **39(4)**: 349-60.
- PARAVINA RD, POWERS JM (2004). Esthetic color training in dentistry. Philadelphia, PA: Elsevier Mosby; s: 42–4.
- PATEL SB, GORDAN VV, BARRETT AA, SHEN C (2004). The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc* **135**: 587-94.
- PATIL SB, NAVEEN BH, PATIL NP (2006). Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontology* **23**: 131-9.
- 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)**: 749-52.

- PEREIRA-CENCI T, DEL BEL CURY AA, CRIELAARD W, TENCATE JM (2008). Development of Candida-associated denture stomatitis: New insights. *J Appl Oral Sci* **16**: 86–94.
- PHILLIPS RW (1991). Science of Dental Materials. 9th ed., Philadelphia: W.B. Saunders Co.
- PHOENIX RD (2003). Denture base resins. In: Anusavice KJ, editors. Text Book on PHILLIPS Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis: Elsevier Publisher; p: 721-56.
- PINTO GD, DIAS KC, CRUVINEL DR, GARCIA LR, CONSANI S, PIRES-DE-SOUZA FP (2013). Influence of finishing/polishing on color stability and surface roughness of composites submitted to accelerated artificial aging. *Indian J Dent Res* **24**: 363-8.
- POWERS JM, SAKAGUCHI RL (2006). Craig's Restorative Dental Materials. 12th ed. St. Louis:Elsevier; p: 544-6.
- QUIRYNEN M, BOLLEN CM (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J Clin Periodontol* **22(1)**: 1-14.
- QUIRYNEN M, BOLLEN CM, PAPAIOANNOU W, VAN ELDERE J, VAN STEENBERGHE D (1996). The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* **11**: 169–78.
- QUIRYNEN M, MARECHAL M, BUSSCHER HJ (1990). The influence of surface-free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* **17**: 138-44.
- RADFORD DR, SWEET SP, CHALLACOMBE SJ, WALTER JD (1998). Adherence of Candida albicans to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent* **26**: 577-83.
- RADFORD DR, WATSON TF, WALTER JD, CHALLACOMBE SJ (1997). The effects of surface machining on heat cured acrylic resin and two soft denture base materials: a scanning electron microscope and confocal microscope evaluation. *J Prosthet Dent* **78**: 200-8.
- RADZ GM (2013). Composite resins in 2013: An update on their progress. *Compend Contin Educ Dent* **34**: 48-51.
- RAHAL JS, MESQUITA MF, HENRIQUES GE (2004). Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *J Oral Rehabil* **31**: 1075-9.
- RAO DC, KALAVATHY N, MOHAMMAD HS, HARIPRASAD A, KUMAR CR (2015). Evaluation of the surface roughness of three heat-cured acrylic denture base resins with different conventional lathe polishing techniques: A comparative study. *J Indian Prosthodont Soc* **15**: 374-80.

- REIS AF, GIANNINI M, LOVADNIO JR, AMBROSANO GM (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* **19**: 12–8.
- REIS AF, GIANNINI M, LOVADINO JR, DOS SANTOS DIAS CT (2002). The effect of six polishing systems on the surface roughness of two packable resin-based composites. *Am J Dent* **15**: 193-7.
- RICHMOND R, MACFARLANE TV, MCCORD JF (2004). An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterial formulations as a result of toothbrush/dentifrice abrasion. *Dent Mater* **20**: 124–32.
- RITTER AV (2005). Direct resin-based composites: Current recommendations for optimal clinical results. *Compend Contin Educ Dent* **26**:484-90.
- RODRIGUES-JUNIOR SA, CHEMIN P, PIAIA PP, FERRACANE JL (2015). Surface roughness and gloss of actual composites as polished with different polishing systems *Oper Dent* **40(4)**: 418-29.
- RŪTKUNAS V, SABALIAUSKAS V, MIZUTANI H (2010). Effects of different food colorants and polishing techniques on color stability of provisional prosthetic materials. *Dent Mater* **29**: 167-76.
- RYBA TM, DUNNWJ, MURCHISON DF (2002). Surface roughness of various packable composites. *Oper Dent* **27**: 243–7.
- SAKAGUCHI LR, POWER JM (2012). Restorative materials-composites and polymers. In: L R, Sakaguchi, Power J M, editors. *Craig’s Restorative Dental Materials*. 13th ed. (Philadelphia:Elsevier) p: 161-82.
- SAMARANAYAKE LP, MCCOURTIE J, MACFARLANE TW (1980). Factors affecting the in-vitro adherence of *Candida albicans* to acrylic surfaces. *Arch Oral Biol* **25**: 611–5.
- SARAC D, SARAC YS, KULUNK S, URAL C, KULUNK T (2006). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent* **96**: 33-40.
- SAUNDERS SA (2009). Current practicality of nanotechnology in dentistry. Part 1: focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. *Clin Cosmet Investig Dent* **1**: 47-61.
- SCHEIBE KG, ALMEIDA KG, MEDEIROS IS, COSTA JF, ALVES CM (2009). Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Appl Oral Sci* **17**: 21-6.
- SENAWONGSE P, PONGPRUEKSA P (2007). Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent* **19**: 265-75.
- SHAHDAD SA, MCCABE JF, BULL S, RUSBY S, WASSELL RW (2007). Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater* **23(9)**: 1079-85.

- SHINTANI H, SATOU J, SATOU N, HAYASHIHARA H, INOUE T (1985). Effects of various finishing methods on staining and accumulation of *Streptococcus mutans* HS-6 on composite resins. *Dent Mater* **1**: 225-7.
- SILIKAS N, LENNIE AR, ENGLAND KER, WATTS DC (2001). AFM as a tool in dental research. *Microsc Analysis* **82**: 19-21.
- SOFUO A, EMMANOUIL J, PEUTZFELDT A, OWALL B (2001). The effect of different polishing techniques on the surface roughness of acrylic resin materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* **9**: 117-22.
- SÖNMEZ İŞ, OBA AA, EKİNCİ S (2013). Farklı profilaksi patlarının minenin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* **40**: 13-7.
- ST-GEORGES AJ, BOLLA M, FORTIN D (2005). Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *Oper Dent* **30**: 593-7.
- STOBER T, LUTZ T, GILDE H, RAMMELSBERG P (2006). Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dent Mater* **22**: 243-9.
- STODDARD JW, JOHNSON GH (1991). An evaluation of polishing agents for composites resins. *J Pros Dent* **65(4)**: 491-5.
- ST-PIERRE L, MARTEL C, CRE'PEAU H, VARGAS MA (2019). Influence of polishing systems on surface roughness of composite resins: polishability of composite resins. *Oper Dent* **44(3)**: 122-32.
- SUBRAHAMI K, AHMED W (2012). Emerging nanotechnologies in dentistry-materials, processes and applications. Waltham (MA): Elsevier Inc.
- SUZUKI S (2004). In vitro wear of nano-composite denture teeth. *J Prosthodont*, **13(4)**: 238-43.
- SWEENEY WT, YOST EL, FEE JG (1958). Physical properties of plastic teeth. *J Am Dent Assoc* **56**: 833-41.
- ŞAHİN O, DEDE DÖ, KÖROĞLU A, YILMAZ B (2015). Influence of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of artificial teeth. *J Prosthet Dent* **114**: 130-7.
- TAKAHASHI Y, CHAI J, TAKAHASHI T, HABU T (2000). Bond strength of denture teeth to denture base resins. *Int J Prosthodont* **13**: 59-65.
- TANTANUCH S, KUKIATTRAKOON B (2016). Surface roughness and erosion of nanohybrid and nanofilled resin composites after immersion in red and white wine. *J Conserv Dent* **19(1)**: 51-5.
- TATE WH, DESCHEPPER EJ, CODY T (1992). Quantitative analysis of six composite polishing techniques on a hybrid composite material. *J Esthet Dent* **4**: 30-2.
- TAYLOR RL, MARYAN C, VERRAN J (1998). Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *J Prosthet Dent* **80**: 592-7.

- THOLT DE VASCONCELLOS B, MIRANDA-JÚNIOR 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)**: 442-9.
- TJAN A, CHAN C (1989). The polishability of posterior composites. *J Prosth Dent* **61**:138-146.
- TORTOPIDIS D, HATZIKYRIAKOS A, KOKOTI M (2007). Evaluation of the relationship between subject's perception and professional assessment of esthetic treatment needs. *J Esthet Restor Dent* **19**: 154-62.
- TURKUN LS, TURKUN M (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent* **29**: 203–11.
- TURSSI CP, DE MAGALHAES CS, SERRA MC, RODRIGUES JUNIOR AL (2001). Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. *Oper Dent* **26**: 576-84.
- TURSSI CP, DE MORAES PURQUEROTJ B, SERRA MC (2003). Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods-a review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **65**: 280-5.
- TURSSI CP, FERRACANE JL, SERRA MC (2005). Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dent Mater* **21**: 641-8.
- TÜREL V (2015). Restoratif dental materyallerin yüzey özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 77-82.
- TÜRKÜN LŞ, ERGÜCÜ Z (2007). Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent* **32-2**: 185-92.
- ULUSOY M, ULUSOY N, AYDIN AK (1986). An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthet Dent* **56**: 107-12.
- ÜÇTAŞLI MB, ARISU HD, ÖMÜRLÜ H, ELİGÜZELOĞLU E, ÖZCAN S, ERGUN G (2007). The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials. *J Contemp Dent Pract* **8**: 89-96.
- VALLITTU PK, RUYTER IE, NAT R (1997). The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent* **p**: 194-9.
- VENHOVEN B, DE GEE A, WERNER A, DAVIDSON C (1996). Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials* **17(7)**: 735-40.
- VERRAN J, MARYAN CJ (1997). Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J Prosthet Dent* **77**: 535-9.
- WATANABE T, MIYAZAKI M, MOORE BK (2006). Influence of polishing instruments on the surface texture of resin composites. *Quintessence Int* **37**: 61-67.

- WATANABE T, MIYAZAKI M, TAKAMIZAWA T, KUROKAWA H, RIKUTA A, ANDO S (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci* **47**: 21-5.
- WEITMAN RT, EAMES WB (1975). Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc* **91**: 101-6.
- WENNERBERG A, OHLSSON R, ROSEN BG, ANDERSSON B (1996). Characterizing three-dimensional topography of engineering and biomaterial surfaces by confocal laser scanning and stylus techniques. *Med Eng Phys* **18**: 548.
- WHITEHEAD S, SHEARER A, WATTS DC, WILSON NHF (1996). Surface texture changes of a composite brushed with “tooth whitening” dentifrices. *Dent Mater* **12**: 315.
- WHITEHEAD S, SHEARER A, WATTS DC, WILSON NHF (1999). Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater* **15**: 79.
- WHITEHEAD S, SHEARER A, WATTS DC, WILSON NHF (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehab* **22**: 421.
- WHITMAN DJ, MCKINNEY JE, HINMAN RW (1987). In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials. *J Prosthet Dent* **57**: 243-46.
- WILSON F, HEATH JR, WATTS DC (1990). Finishing composite restorative materials. *J Oral Rehab* **17(1)**: 79-87.
- WRIGHT MD, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E, THOMPSON G, RUNYAN A (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent* **92**: 486-90.
- YAMAUCHI M, YAMAMOTO K, WAKABAYASHI M, KAWANO J (1990). In vitro adherence of micro-organisms to denture base resin with different surface texture. *Dent Mater* **9**: 19-24.
- YAP AU, YAP SH, TEO CK, NG JJ (2004). Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one step systems. *Oper Dent* **29**: 275-9.
- YAP AU, MOK BY (2002). Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Oper Dent* **27**: 161-6.
- YAZICI AR, MÜFTÜ A, KUGEL G (2007). Three dimensional surface profile analysis of different types of flowable restorative resins following different finishing protocols. *J Contemp Dent Pra* **8**: 1-17.
- YILMAZ K, ÖZKAN P, ÖZTAŞ DD (2008). Farklı içecekler ve parlatma yöntemlerinin, iki farklı estetik restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* **35(1)**: 27-34.
- ZARB GA, HOBKIRK J, ECKERT S, JACOB R (2013). Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses. Elsevier Health Sciences.

ZIMMERLI B, LUSSI A, FLURY S (2011). Operator variability using different polishing methods and surface geometry of a nanohybrid composite. *Oper Dent* **36**: 52-9.

ZISSIS AJ, POLYZOIS GL, YANNIKAKIS SA, HARRISON A (2000). Roughness of denture materials: a comparative study. *Int J Prosthodont* **13**(2):136-40.



ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : İrem
Soyadı : ÜÇÜNCÜ
Doğum Yeri ve Tarihi: Bursa, 1992
Uyruğu : TC
Medeni durumu : Evli
İletişim adresi : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Beşevler,
Ankara
Telefonu : 0538 729 4555
e-posta : dt.iremozturk@gmail.com

II. Eğitim

2017-2020 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi Anabilim Dalı
2010-2015 Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2006-2010 Bursa Anadolu Lisesi
1998-2006 Bursa Süleyman Cura İlköğretim Okulu
Yabancı dili: İngilizce

III. Bilimsel İlgi Alanları

Bildiri ve Posterler

İrem ÖZTÜRK, Burcu BATAK, Poyzan BOZKURT, Funda AKALTAN
Management of Denture Movement with Three-Implant-Retained Mandibular
Overdenture: A Case Report. Presented at the 10th Annual Scientific Meeting
of the Advanced Protocols in Oral Implantology 10-13 May 2018, Antalya,
Turkey.

İrem ÖZTÜRK, Kübra KOZLU. Kanin Diş Destekli Teleskop Tutuculu Hareketli Protez: Vaka Raporu. TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 27 - 30 Eylül 2018.

Funda AKALTAN, İrem ÖZTÜRK. Öğrenci, eğitmen ve hastaların bakış açısıyla diş hekimliği klinik eğitimi. Selcuk Dental Journal, Cilt 6, Sayı 2 , Ocak 2019 , 134-47.

IV. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

ITI (International Team for Implantology)

