



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI TEFLON KAPLI ESTETİK TELLERİN FİZİKSEL VE
MİKROBİYOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Betül AKYILDIZ

Ortodonti Anabilim Dalı

DANIŞMAN: Dr. Öğretim Üyesi Berza YILMAZ

ARALIK 2018

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI TEFLON KAPLI ESTETİK TELLERİN FİZİKSEL VE
MİKROBİYOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Betül AKYILDIZ

Ortodonti Anabilim Dalı

DANIŞMAN: Dr. Öğretim Üyesi Berza YILMAZ

ARALIK 2018

Kurum: Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Programın seviyesi: Yüksek Lisans () Uzmanlık (✓) Doktora ()

Anabilim Dalı: Ortodonti Anabilim Dalı

Tez Sahibi: Betül AKYILDIZ

Tez Başlığı: TEFLON KAPLI FARKLI ESTETİK TELLERİN FİZİKSEL VE MİKROBİYOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

İmza

Jüri Bşk.	Dr. Öğretim Üyesi. Berza YILMAZ	
(Danışman)	Bezmialem Vakıf Üniversitesi
	Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A. D.	
Üye	Prof. Dr. Gökmen KURT	
	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	
	Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A. D.
Üye	Prof. Dr. Hülya KILIÇOĞLU	
	İstanbul Üniversitesi	
	Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A. D.
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Özge DOĞANAY	
(Yedek)	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	
	Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi
	A. D	
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Kadir BEYCAN	
(Yedek)	Marmara Üniversitesi Ortodonti A. D.	
	Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A. D.

Bu tez, 26.04.2014 tarihli 28983 sayılı T.C SAĞLIK BAKANLIĞI, TIPTA VE DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK EĞİTİMİ YÖNETMELİĞİ ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve/...../.....tarih ve/..... sayılı kararla kabul edilmiştir

BEYAN

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

İmza:

Betül AKYILDIZ

Tarih: .../.../2018

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmam boyunca değerli bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım; akademisyenliğiyle bana örnek olan ve her konuda desteğini hissettiğim danışman hocam Sayın Dr. Öğretim Üyesi Berza YILMAZ'a,

Ortodonti eğitimime ve tez çalışmama sağladığı katkılardan dolayı çok değerli hocam Sayın Dr. Öğretim Üyesi Sertaç AKSAKALLI'ya,

Bilgi ve tecrübeleriyle klinik deneyimlerini benimle paylaşan ve Ortodonti eğitimime katkı sağlayan Ortodonti Anabilim Dalı'mızın değerli öğretim üyeleri Sayın Prof. Dr. Nazan KÜÇÜKKELEŞ'e Prof. Dr. Gökmen KURT'a, Uzm. Dt. Banu KILIÇ'a, Uzm. Dt. Ezgi ÇAKIR'a

Eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum dönem arkadaşlarım Dt. Merve KURT ve Dt. Burçak KARA başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Uzmanlık tezi laboratuvar çalışmalarım sırasında mikrobiyoloji deneylerinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Arş. Gör. Dr. Elif KARAASLAN'a

Üniversite ve uzmanlık eğitimim boyunca zor zamanlarımda yanımda olan ve her konuda bana katkı sağlayan canım arkadaşlarım, Ayşe SARIÇAM, Sümeyye KOÇ, Şükriye TÜRKÖĞLU ve Gonca GÜLAK'a,

Tez çalışmam sırasında desteğini esirgemeyen değerli meslektaşım Ahmet KULA'ya,

Hayatım boyunca daha iyiye ulaşmam için desteğini esirgemeyip bugünlere gelmemi sağlayan babam Ahmet AKYILDIZ, annem Müzeyyen AKYILDIZ, ablalarım, kardeşim ve sevgili dedem başta olmak üzere canım aileme,

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Betül AKYILDIZ

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
BEYAN	iii
ÖNSÖZ	iv
İÇİNDEKİLER	v
SEMBOLLER VE KISALTMALAR	vii
TABLO LİSTESİ	viii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
ÖZET	xi
SUMMARY	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ortodontik Tedaviyi Estetik Kılmayı Amaçlayan Yaklaşımlar	3
2.2. Estetik Ortodontik Ark Tellerinin Çeşitleri ve Üretim Şekilleri	4
2.2.1. Optiflex ark telleri	5
2.2.2. Yüzeyi kaplanmış metalik ark telleri	5
2.2.3. Kompozit ark telleri	7
2.3. Estetik Ortodontik Ark Tellerinin Biyomekanik Prensiplerle İlişkisi.....	9
2.4. Yüzey Pürüzlülüğü ve Ortodontik Tedavideki Önemi.....	10
2.4.1. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler	11
2.5. Ortodontik Aygıtların Ağızda Kullanılmasıyla Oluşan Mikrobiyolojik Değişiklikler.....	14
2.5.1. Oral florada oluşan mikrobiyolojik değişiklikler.....	14
2.5.2. Bakteri adezyonuna bağlı ortodontik aygıtlarda oluşan mikrobiyolojik değişiklikler.....	15
2.6. Diş Hekimliğinde Renk	17

2.6.1. Renk analiz sistemleri	18
2.6.2. Diş hekimliğinde renk ölçüm yöntemleri.....	21
2.6.3. Estetik ortodontik apareylerde renk stabilitesi.....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1. Yüzey Pürüzlülüğü.....	28
3.2. Mikrobiyolojik Özelliklerin İncelenmesi.....	29
3.3. Renk Ölçümü	30
3.4. İstatistiksel Değerlendirme.....	32
4. BULGULAR.....	33
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümüne İlişkin Bulgular.....	33
4.1.1. Örnekler üzerindeki yüzey pürüzlülüğünün AFM görüntüleri	34
4.2. <i>S. mutans</i> Kolonizasyonuna İlişkin Bulgular	41
4.3. Renk Değişimi Ölçümüne İlişkin Bulgular.....	45
5. TARTIŞMA.....	47
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması	47
5.2. Yüzey Pürüzlülüğü ve <i>S. mutans</i> Adezyon Miktarı ile İlgili Bulguların Tartışılması.....	50
5.3. Renk Değişimi ile İlgili Bulguların Tartışılması.....	53
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	56
KAYNAKLAR	58
ÖZGEÇMİŞ.....	69

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

AFM	: Atomic force microscope (Atomik kuvvet mikroskobu)
BHI	: Brain heart infusion broth (Beyin-kalp infüzyon sıvı besiyeri)
CFU	: Colony forming unit (Koloni oluşturan ünit)
CIE	: Commission de l' Eclairage
EDX	: Energy dispersive X-ray spectroscopy (Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi)
FIB	: Focused Ion Beam (Odaklanmış iyon ışını)
FRC	: Fiber reinforced composite (Fiberle güçlendirilmiş kompozit)
GFRP	: Glass fiber reinforced plastics (Cam fiberle güçlendirilen plastikler)
MFM	: Magnetic force microscopy (Manyetik kuvvet mikroskobu)
µm	: Mikrometre
nm	: Nanometre
NBS	: National Bureau Standards
NiTi	: Nikel Titanyum
PBS	: Phosphate buffered saline (Fosfat tamponlu salin)
PTFE	: Politetrafloretilen
Ra	: Roughness average (Ortalama yüzey pürüzlülüğü)
Rmax	: Maximum roughness depth (Maksimum pürüzlülük derinliği)
RMS	: Root mean square
SS	: Paslanmaz çelik
SRP	: Kendiliğinden güçlendirilmiş polimer
SPM	: Scanning probe microscope (Tarama probu mikroskobu)
STM	: Scanning tunneling microscope (Tarama tünelleme mikroskobu)
SEM	: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
<i>S. mutans</i>	: Streptococcus mutans
SFE	: Free surface energy (Serbest yüzey enerjisi)
SR	: Surface roughness (Yüzey pürüzlülüğü)
ΔE	: Renk değişiminin büyüklüğü

TABLO LİSTESİ

Tablo 2-1: O'Brien'in klinik renk eşlemesi.	20
Tablo 2-2: Renk değişiminin (ΔE) klinik olarak fark edilebilirliği.	21
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan yüzeyi PTFE kaplı ark tellerinin özellikleri.	27
Tablo 4. 1: Hasta ağızında kullanılmamış tel örneklerine ait yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri (μm).	33
Tablo 4. 2: Hasta ağızında kullanılmış tel örneklerine ait yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri (μm).	34
Tablo 4. 3: Hasta ağızında kullanılmış ve kullanılmamış tel örneklerinin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin grup içi karşılaştırılması.	34
Tablo 4. 8: Kullanılmamış tellerde <i>S. mutans</i> bakteri adezyonu ile ilgili istatistiksel verilerin karşılaştırılması (\log_{10}) (cfu/ml).	41
Tablo 4. 9: Kullanılmış tellerin <i>S. mutans</i> bakteri adezyonu ölçüm değerlerinin karşılaştırılması (\log_{10}) (cfu/ml).	42
Tablo 4. 10: <i>S. mutans</i> bakteri adezyon miktarının grup içi karşılaştırılması (\log_{10}) (cfu/ml).	42
Tablo 4. 11: Klinikte kullanılmış 0.016 inç kesitli tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ve <i>S. mutans</i> bakteri koloni oluşturan ünite değerlerinin karşılaştırılması (\log_{10}) (cfu/ml).	44
Tablo 4. 12: Klinikte kullanılmış 0.016 x 0.022 inç kesitli tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ve <i>S. mutans</i> bakteri adezyonu ölçüm değerlerinin karşılaştırılması (\log_{10}) (cfu/ml).	44
Tablo 4.14: Ortalama yüzey pürüzlülüğü ve <i>S. mutans</i> adezyonu arasındaki ilişkinin istatistiksel analizi.	45
Tablo 4.13: 0.016 x 0.022 inç kesitli ark tellerinin renk farkı (ΔE) değerlerinin istatistiksel değerlendirmesi.	46
Tablo 4.14: ΔE değerlerinin NBS değerlerine dönüştürülmesi.	46

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2-1: Estetik ortodontik ark tellerinin sınıflandırılması.....	5
Şekil 2-2: Munsell renk diyagramı.....	19
Şekil 2-3: CIE L*a*b* renk sistemi.....	19
Şekil 3-1: Çalışmamızda kullanılan estetik ark telleri a)EverWhite (American Orthodontics) b)Proflex (G&H Orthodontics) c)Titanol Cosmetic (Forestadent).....	27
Şekil 3-2: Kaplı ark tellerinin klinik kullanım sonrası ağız içi (a) ve ağız dışı (b) görüntüleri.....	28
Şekil 3-3: Atomik kuvvet mikroskobu (AFM (Marka: NT-MDT, Model: Ntegra-Solaris)).....	29
Şekil 3-4: AFM cihazı için kullanılan prob.....	29
Şekil 3-6: Estetik tellerin 40 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu.....	30
Şekil 3-7: a: Renk ölçüm düzeneğinin hazırlanması b ve c: Renk ölçümünün tek noktadan yapılmasını sağlayan özel kalıp.....	32
Şekil 3-8: VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya, Model DEASYC220) spektrofotometre cihazı ile renk ölçümü.....	32
Şekil 4-1: Proflex 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.....	35
Şekil 4-2: Proflex 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.....	35
Şekil 4-3: Proflex 0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.....	36
Şekil 4-4: Proflex 0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.....	36
Şekil 4-5: Titanol Cosmetic 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.....	37
Şekil 4-6: Titanol Cosmetic 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.....	38
Şekil 4-7: Titanol Cosmetic 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.....	38
Şekil 4-8: Titanol Cosmetic 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.....	39

Şekil 4-9: EverWhite 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.	39
Şekil 4-10: EverWhite 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.	40
Şekil 4-11: EverWhite 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.	40
Şekil 4-12: EverWhite 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.	41



FARKLI TEFLON KAPLI ESTETİK TELLERİN FİZİKSEL VE MİKROBİYOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Ortodontik aygıtların estetik görünmemesi ortodonti hastalarının en büyük endişelerinden biridir ve bu kaygı kimi zaman tedaviden caymaya ya da tedavi sürecini ertelemeye sebebiyet vermektedir. Metalik görüntünün azaltılması ya da gizlenmesi amacıyla bir takım estetik arayışlara gidilmiştir. Bu amaçla kullanılan materyallerden biri teflon kaplı ark telleridir. Teflon kaplama ile cilalı metal yüzey görüntüsü ortadan kaldırılarak estetik kaygı giderilmektedir ancak kaplama materyalinin zamanla soyulmasıyla plak birikimine elverişli pürüzlü yüzeyler oluşmaktadır. Tellerde oluşan yüzey pürüzlülüğünün korozyon, mekanik dayanıklılık, renk stabilitesi, sürtünme, kaydırma mekaniklerinin performansında, plak birikiminin artışında ve dolayısıyla tedavi sonuçlarının etkinliğini değiştirmede de önemli bir rolü vardır. Bu çalışmanın amacı piyasada bulunan üç farklı üretici firmaya ait yuvarlak ve dikdörtgen kesitli teflon kaplı ark tellerinin yüzey pürüzlülüğü, mikrobiyal plak tutulumu ve renk değişiminin değerlendirilmesidir.

Çalışmamız *in vivo* ve *in vitro* koşullarda olmak üzere iki aşamada gerçekleştirilmiştir. 3 farklı üretici firmanın 0.016 inç ve 0.016 x 0.022 inç boyutlarında teflon kaplı estetik ark tellerinin hasta ağızda kullanılmadan (T0) ve hasta ağızında 28 gün kullanıldıktan sonra (T1) fiziksel ve mikrobiyolojik özellikleri incelenmiştir (EverWhite (American Orthodontics, Sheboygan, ABD), Titanol Cosmetic (Forestadent, Pforzheim, Almanya), Proflex (G&H Orthodontics, Franklin, ABD)). Bu amaçla kullanım sonucu oluşan yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi ölçülmüştür. Biyofilm oluşumu incelenerek gruplar arası mikrobiyolojik özellikler değerlendirilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümünde atomik kuvvet mikroskobu (AFM) (Marka: NT-MDT Model:Ntegra-Solaris) kullanılmıştır. Örnekler her bir ark telinin düze yakın olan uç kısımlarından 5 mm kesilerek teste tabi tutulmuştur. AFM'nin desteklediği yazılım kullanılarak ark tellerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) parametresi kullanılarak kaydedilmiştir.

Tüm deney gruplarında, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri başlangıç ortalamalarından anlamlı derecede daha yüksektir ($p<0,005$).

Soyulmanın mikroorganizma adezyonuna etkisinin araştırılması amacıyla deney gruplarına ait örneklerdeki adherent bakteriler uzaklaştırıldıktan sonra *in vitro* koşullarda oluşturulan kültür ortamında bekletilen tel örneklerinde oluşan *S. mutans* koloni üniteleri (cfu) cinsinden kaydedilmiştir.

0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu Profleks tellerdeki *S. mutans* adezyon miktarı kontrol değer ortalamasından anlamlı derecede daha düşüktür ($p=0,002$). 0.016 inç kesit boyutlu Titanol Cosmetic tellerin *S. mutans* adezyon miktarı başlangıç ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksektir ($p=0,004$). 0.016 inç kesit boyutlu Profleks, 0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu Titanol Cosmetic, 0.016 inç ve 0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu Everwhite tellerin *S. mutans* bakteri adezyon miktarının kontrol değer ortalamaları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,005$).

28 günlük kullanım sonrası yuvarlak tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,25$). *S. mutans* ölçüm adhezyon değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,002$). Anlamlılığın Profleks ile EverWhite arasındaki farklılıktan kaynaklandığı tespit edilmiş olup; EverWhite tellerdeki *S. mutans* adhezyon değerleri Profleks tellerden anlamlı derecede yüksek olarak tespit edilmiştir ($p=0,001$).

28 günlük kullanım sonrası köşeli tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve *S. mutans* adhezyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,617$ ve $p=0,051$). Dikdörtgen kesitli EverWhite tellerin Titanol Cosmetic markalı tellerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bakteri adhezyonu gösterdiği tespit edilmiştir ($p=0,047$).

Renk ölçümü VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya, Model DEASYC220) spektrofotometre cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Grupların renk ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. NBS değerlerine göre Titanol Cosmetic ve EverWhite tellerde klinik olarak fark edilebilir bir renk değişimi görülürken, Profleks tellerde oldukça belirgin bir renk değişimi gözlenmiştir.

Sonuç olarak AFM cihazı ile ölçülen değerlerle *S. mutans* adhezyon miktarı ile ilgili verilerin ilişkili olmadığı görülmüştür. AFM cihazıyla yapılan noktasal ölçümlerin ark tellerinin tüm yüzey topoğrafyası hakkında bilgi sahibi olma adına tek başına yetersiz olduğu düşünülmüştür. Kullanılan 3 farklı marka telde de klinik olarak fark edilebilir düzeyde renklenme meydana gelmiştir.

Anahtar Kelimeler: Estetik ortodontik ark teli, teflon kaplı ark teli, yüzey pürüzlülüğü, renk değişimi

EVALUATION OF THE PHYSICAL AND MICROBIOLOGICAL PROPERTIES OF TEFLON COATED ARCHWIRES

SUMMARY

The lack of esthetic appearance of the orthodontic appliances is one of the greatest concerns for orthodontic patients. The negative perception sometimes causes the patient to give up or postpone the treatment process. A number of esthetic approaches have been introduced such as lingual technique or esthetic brackets to minimize the metallic profile of the fixed devices. The esthetic brackets are used in combination with esthetic arch wires often coated with Teflon hiding the polished metallic surface. However, peeling of the coating material over time results in rough surfaces that are suitable sites for plaque accumulation. Plaque accumulation can lead to periodontal diseases, caries and white spot lesions, and the surface roughness of the esthetic arch wires reduce the performance of sliding mechanics, mechanical strength, color stability, friction, and the success of the treatment mechanics.

The aim of this study was to evaluate the surface roughness, microbial plaque retention, and discoloration of round and rectangular cross-sectional Teflon coated arch wire from three different manufacturers in the market.

Our study was performed in two stages, *in vivo* and *in vitro* conditions. The physical and microbiological characteristics of the Teflon coated 0.016-inch and 0.016 x 0.022-inch arch wire of 3 different manufacturers ((EverWhite (American Orthodontics, Sheboygan, USA), Titanol Cosmetic (Forestadent, Pforzheim, Germany), Proflex (G&H Orthodontics, Franklin, USA)) were examined. Initial (T0) and secondary surface roughness and color change data were collected following 28 days of clinical exposure (T1). Biofilm formation and microbiological properties between the groups were evaluated.

As received and retrieved samples from each kind of wire were analyzed. Atomic force microscope (Brand: NT-MDT Model: Netweaver Solaris) was used to analyze surface roughness. The specimens were prepared by cutting 5 mm from the flat ends of the archwire. Surface roughness values of arch wires are calculated using the software supported by the AFM. In each group, surface topography was evaluated using the average surface roughness (Ra) parameter.

The average surface roughness values in all study groups are significantly higher than the initial average ($p < 0,005$).

All bacteria were removed from the study samples for investigating the effects of the peeling on bacterial adhesion. Wire samples were incubated in *in vitro* medium conditions and *S. mutans* was assessed in terms of colony forming unit (cfu).

The amount of *S. mutans* adhesion of 0.016 x 0.022-inch cross-sectional Proflex wires was significantly lower than the initial average ($p = 0.002$). The amount of *S. mutans* adhesion of 0.016-inch cross-sectional Titanol Cosmetic wires was statistically significantly higher than the initial average ($p = 0.004$). There was no statistically significant difference between the initial mean value of *S. mutans* bacteria adhesion of

0.016-inch section size Proflex, 0.016 X 0.022-inch section size Titanol Cosmetic, 0.016-inch and 0.016 X 0.022-inch section size Everwhite wires ($p > 0,005$).

No statistically significant difference was found between the mean surface roughness values of round wires after 28 days use ($p = 0.25$). Statistically significant difference was found between *S. mutans* adhesion measurement values ($p = 0,002$). It has been determined that the significance is caused by the difference between Proflex and EverWhite; The *S. mutans* adhesion values in EverWhite wires were found to be high at significantly higher levels than Proflex archwires ($p = 0,001$).

There was no statistically significant difference between the mean surface roughness values of rectangular wires and *S. mutans* adhesion values after 28 days use ($p = 0,617$ and $p = 0,051$). It has been found that rectangular sectioned EverWhite archwires showed high bacterial adhesion at statistically significant level from Titanol Cosmetic archwires.

Color measurement was performed using VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany, Model DEASYC220) spectrophotometer. No statistically significant difference was found between the color measurement values of the groups. According to the NBS values, a clinically noticeable color change was observed in the Titanol Cosmetic and EverWhite wires, whereas a more remarkable color change was observed in the Proflex wires.

In conclusion, we found that the surface roughness values measured with the AFM device were not related to the amount of *S. mutans* adhesion. Point measurements made with the AFM device were considered to be inadequate alone to make a deduction for all surface topography of the arch wires. All the three different brands of archwires showed clinically noticeable color change.

Key Words: Esthetic orthodontic arch wire, teflon coated arch wire, surface roughness, color change

1. GİRİŞ

Toplumsal bilincin artmasıyla birlikte yetişkin hastaların ortodontik tedavi talebi giderek artmaktadır. Ancak sabit ortodontik tedavide kullanılan materyallerin bileşenleri çoğunlukla metalik ve gümüş renktedir ve bu durumun oluşturduğu estetik kaygılar hastaların tedaviden vazgeçmelerine neden olabilmektedir. Bu nedenle ideal bir performansla birlikte estetik beklentileri karşılayan aygıtların geliştirilmesi, günümüz ortodontisinin asıl hedeflerinden biri haline gelmiştir [1]. Estetik aparey üretimindeki yenilikler hastaların bu ihtiyacına cevap vermektedir ve yetişkinler için ortodontik tedavinin kabul edilebilirliğini arttırmaktadır. Tedavi sırasında sağlanan estetik görüntü aynı zamanda hastaların tedavi motivasyonunu da arttırmaktadır [2-4]. Bu amaçla şeffaf plaklar, lingual ortodonti ve estetik labial ortodonti gibi bir dizi yaklaşımlar olmuştur [5].

Estetik labial ortodonti şeffaf braketleri ve telleri içermektedir. Metal braketlerin estetik dezavantajlarından dolayı plastik, seramik ve kompozit braketler üretilmiştir. Bu braketler estetik olarak anlamlı bir gelişme sağlamış olsa da, kullanılan ark tellerinin metal olması estetik dezavantaj oluşturmaya devam etmektedir. Estetik braketlerin görüntüsünü tamamlamak üzere; fiberle güçlendirilmiş ark telleri ile paslanmaz çelik ve nikel-titanyum (NiTi) tellerin politetrafloretillen (PTFE-Teflon®) ve epoksi rezinle kaplanmasıyla üretilen ark telleri piyasaya sürülmüştür [6]. Ancak yapılan araştırmalara göre, kaplı ark tellerinin rengi zamanla değişme eğilimindedir ve kaplama materyali ağızda kullanım sırasında ark teli yüzeyinden ayrılabilir. Bu durumda kor materyali açığa çıkabilmektedir ve materyalin yüzeyi pürüzlenebilmektedir [7-9]. Estetik kaygı taşıyan hastaların bu bağlamda beklentileri karşılanamamaktadır.

Ortodontik tedavinin amaçlarından biri de periodontal ve dental sağlığı korumaktır. Ortodontik materyaller biyofilm formasyonu için elverişli yüzeyler oluşturmaktadır. Estetik ark tellerinin kaplama materyalinin zamanla soyulmasıyla oluşan pürüzlü yüzeyler plak birikimini daha da arttırmaktadır [6]. Plak birikiminin neden olduğu biyofilm formasyonu periodontal hastalıklara neden olabilmektedir. Karyojenik

bakterilerin çoğalarak ortodontik materyallere adezyonu dişler üzerinde beyaz nokta lezyonların oluşumunu ve mine dekalsifikasyonlarını arttırmaktadır. Ek olarak tellerde oluşan yüzey pürüzlülüğünün korozyon, mekanik dayanıklılık, renk stabilitesi, sürtünme, kaydırma mekaniklerinin performansında ve dolayısıyla tedavi sonuçlarının etkinliğini değiştirmede önemli bir rolü vardır [2, 6, 10, 11].

Literatürde estetik ortodontik ark tellerinin mekanik ve mikrobiyolojik özelliklerinin incelendiği çeşitli yayınlar yer almaktadır [1, 2, 6, 7, 12-21]. Yazarlar estetik ark tellerinin kayma özellikleri, kaplama stabilitesi, kuvvet iletim değerleri, renk stabilitesi ve plak birikimi gibi optik, biyolojik ve mekanik özelliklerini değerlendirmiş ve bu özelliklerin çoğunun ideal olmadığını gözlemlemişlerdir [7-9, 17, 22-27].

Bu dezavantajlara rağmen, günümüzde estetik teller ticari olarak üretilmekte ve klinik uygulamalarda kullanılmaktadır [18]. Üreticiler, geleneksel ark telleri ile benzer kalitede ve yeterli fiziksel özelliklere sahip olan bir materyal üretimi yapabilmek için estetik ark tellerini sürekli geliştirmeyi amaçlamaktadırlar [2, 11]. Bu alandaki çalışmaların çoğu laboratuvar ortamında yapıldığından gerçek klinik koşulları tam olarak yansıtmamaktadır. Kaplı tellerin hasta ağızında kullanıldıktan sonra değişen özelliklerini karşılaştıran yeterli sayıda veri mevcut değildir [11, 17, 25, 27].

Bu çalışmada ortodontik tedavi esnasında hastalarda kullanılan üç farklı markaya ait teflon kaplı estetik ark telleri hakkında klinik kanıta dayalı verilerin elde edilmesi amaçlanmaktadır. Tellerin kullanımına bağlı yüzeyde meydana gelen pürüzlülük miktarı, mikrobiyal plak tutulumu ve renk değişimi gibi özellikler hakkında bilgi edinilmesi hedeflenmektedir. Hekimin tedavi süresince hastalara daha estetik bir görünüm sağlayabileceği ve bakteriyel plak oluşumunu minimum seviyede tutabileceği uygun ark teli seçimine katkı sağlamak amacıyla çalışmamızda bu materyallerin fiziksel ve mikrobiyolojik özellikleri incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Tedaviyi Estetik Kılmayı Amaçlayan Yaklaşımlar

Estetik kavramının günümüzde modern diş hekimliğinin her alanında olduğu gibi ortodontide de önemli bir yeri vardır. Ortodonti hastalarının başlıca beklentisi, tedavi sonunda estetik bir gülümsemeye sahip olmaktır. Son yıllarda erişkin ortodonti hasta sayısındaki artış, estetik kavramının tedavi bitiminde olduğu kadar tedavi süresince de önem kazanmasına neden olmuştur [28]. Bununla birlikte estetik aygıtların üretilmesi ortodontik tedavinin kabul edilebilirliğinin artmasında önemli bir faktördür. Hasta için kabul edilebilir bir estetiği ve klinisyen için yeterli teknik performansı sağlayabilecek aygıtların geliştirilmesi önemli bir hedeftir. Hastaların bu ihtiyacını karşılayabilmek için çeşitli plastik ve seramik braketler, estetik ark telleri, braket ve ark tellerinin dişlerin dile bakan yüzeyine yerleştirildiği lingual ortodontik aygıtlar ve daha az görünen hareketli şeffaf plaklar üretilmiştir [29].

Lingual ortodontinin diğer tekniklerle kıyaslandığında daha estetik olması en önemli avantajı olarak gösterilebilir. Braketlerin görülmemesi nedeniyle hasta adaptasyonu bukkal tekniğe göre çok daha yüksektir. Ancak tedavi mekaniklerinin uygulanış zorluğu, ortodontistler açısından ergonomik zorluklar yaşanması ve braketlerin hasta ağzına uygulanmasının geleneksel uygulamalara göre daha uzun zaman alması gibi dezavantajları mevcuttur [30].

Özellikle yetişkin hastalarda basit ila orta dereceli seviyeleme durumlarını tedavi etmek için kullanılan estetik odaklı alternatiflerden biri hareketli şeffaf plaklardır. Bununla birlikte, şiddetli vakalar sabit ortodontik tedavi gerektirmektedir ve bu amaçla üretilen çok sayıda estetik braket mevcuttur [31].

1969 yılında Newmann tarafından estetik amaçla üretilen plastik braketler tanıtılmıştır [32]. Fakat bu braketlerin zamanla ağızdaki sıvıları absorbe ederek renkleşme eğilimi göstermesi, bağlanma dayanımının düşük olması ve sürtünme direncinin yüksek olması gibi dezavantajlardan dolayı seramik braketler geliştirilmiştir [19, 33]. Seramik braketler renkleşmeye karşı dirençlidir ve bağlanma dayanımları yüksektir. Ancak tork

kuvvetleri sırasında braket kanatlarında kırılma, sürtünme direnci, braketlerin çıkarılması sırasında mine kırılmaları görülebilmesi gibi dezavantajları mevcuttur [33, 34].

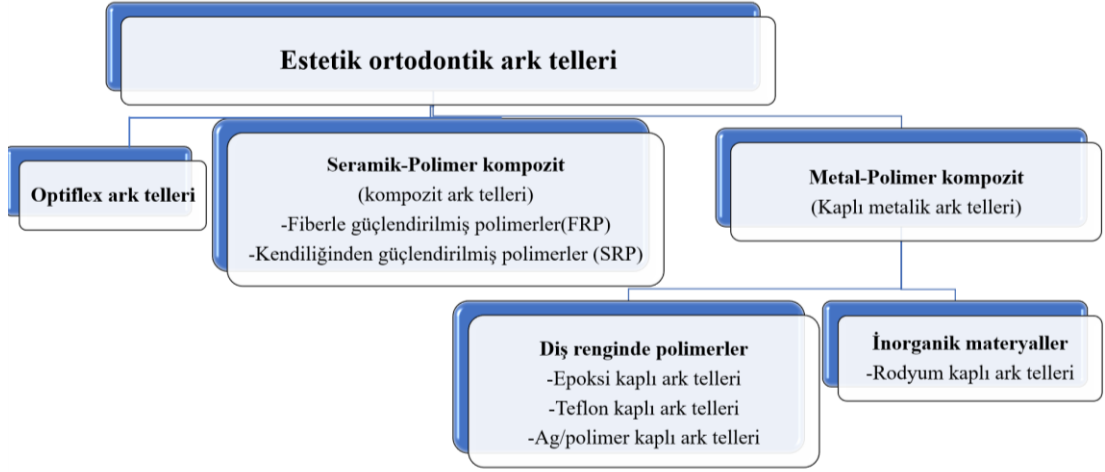
Yapılan çalışmalarda, tedavi esnasında da estetiğin sağlanabildiği bu yöntemlerin kullanıldığı hastalarda özgüven artışı olduğu gösterilmiştir [3].

2.2. Estetik Ortodontik Ark Tellerinin Çeşitleri ve Üretim Şekilleri

Optimum, öngörülebilir ve etkili ortodontik kuvvet sisteminin geliştirilmesi, mekanik ve biyomateryal bilgisi ile bunların etkileşimi üzerine kuruludur. Dr. Edward Angle'ın ilk aygıtı hasta ağızında kullanmasıyla beraber, ark telleri ortodontik aygıtların tamamlayıcı bir parçası olmuştur. Ark tellerini üretmek için tercih edilen malzemeler altın ve diğer kıymetli metallerdir. Ancak zamanla hastaların yüksek estetik talepleri doğrultusunda kompozit ve seramik braketlerle birlikte kullanılmak üzere estetik ark telleri geliştirilmeye başlanmıştır. Ark tellerinin üretildiği polimerin yüzey kimyasını modifiye ederek sürtünme katsayısını düşürmek ve biyouyumluluğu arttırmak için araştırma çalışmaları halen devam etmektedir. Bu nedenle, son teknolojik gelişmeler sonucunda diş hareketi fizyolojisinin daha iyi anlaşılması ile, ortodontik mekanoterapide yeni ark telleri üretilmeye başlanmıştır. Yeni ark tellerinin tanıtılması, aparey tasarımında ve üretim aşamasında oluşan değişiklikleri de beraberinde getirmiştir. Dolayısıyla, klinisyenin materyalin özelliklerine bağlı uygun ark teli seçiminde ve manipülasyonunda bilinçli bir karar vermesi şarttır [35].

Estetik ark telleri 3 çeşittir:

- (1) Translüsent polimerik teller; Optiflex (Ormco Corp, Calif, ABD) ark telleri,
- (2) Seramik-polimer kompozit ark telleri,
- (3) Metal-polimer kompozit ark telleri



Şekil 2-1: Estetik ortodontik ark tellerinin sınıflandırılması.

2.2.1. Optiflex ark telleri

Estetik ark telleri arayışıyla kullanılan ilk teller translüsent yapıda polimerik tellerdir [5]. Üretilen ilk estetik ark teli şeffaf ve metal içermeyen Optiflex'tir (Ormco Corp, Calif, ABD). Bu tellerin kor yapısı silika, orta tabakası silikon rezin ve dış tabakası ise renkleşmeye dayanıklı naylondan oluşmaktadır [36, 37]. Mükemmel bir görünüme sahip olsa da Optiflex tellerin mekanik özellikleri metalik ark tellerinden daha düşüktür [38].

Günümüzde Optiflex teller dışında estetik ark telleri; metal içermeyen şeffaf kompozit ark telleri ve estetik kaplamalı metal teller olmak üzere başlıca iki ana gruba ayrılmaktadır. Her iki grubun da üretim süreci ve özellikleri birbirinden tamamen farklıdır [18, 39].

2.2.2. Yüzeyi kaplanmış metalik ark telleri

Kor materyalinin türüne göre NiTi veya paslanmaz çelik olarak değişen estetik kaplamalı ark telleri, alttaki alaşımın görünürlüğünü gizlemek ve ark teline mine benzeri bir ton vermek için dış renkli polimer veya inorganik malzemelerle kaplanmıştır [7, 40, 41]. Ark tellerinin kaplamasında epoksi rezin, teflon veya PTFE, parilen ya da gümüş polimer, rodyum ve daha az sıklıkla palladyum materyalleri kullanılmaktadır. Yüzeyi kaplı ark tellerinin özellikleri aynı zamanda kaplamanın kalınlığına, kaplama alanına (tüm yüzey veya labial yüzey), üretim sürecine ve mekanik özelliklere bağlı olarak değişmektedir.

2.2.2.1. Yüzeyi Diş renginde polimerler ile kaplanmış metalik ark telleri

Yüzeyi epoksi kaplanmış metalik ark telleri

Epoksi rezin, mükemmel adezyon, kimyasal direnç, elektrik yalıtımı ve boyutsal stabilite nedeniyle en yaygın kullanılan kaplama materyallerinden biridir. Epoksi kaplama; elektrostatik kaplama veya E-kaplama olarak adlandırılmaktadır. Ark teline yüksek gerilim yükü uygulanması ve atomize sıvı epoksi parçacıklarının tel yüzeyine püskürtülmesi ile elde edilmektedir. Bu işlem telin etrafında 0.002 inç kalınlığında bir epoksi kaplaması oluşturmaktadır [42].

Yüzeyi teflon kaplanmış ark telleri

PTFE estetik kaplama için yaygın olarak kullanılan bir malzemedir. DuPont Co markası Teflon® olarak tanınan PTFE, tamamen karbon ve florinden oluşan bir sentetik polimerdir. Florin zinciri PTFE'nin fiziksel ve kimyasal özelliklerinden sorumludur. Karbon-florin bağlarının kuvveti nedeniyle PTFE reaktif değildir, ısıya dayanıklıdır ve hidrofobiktir. Ortodontik olarak değerlendirildiğinde, PTFE mükemmel kimyasal özelliklerinin yanı sıra iyi bir mekanik stabiliteye sahip, antiadherent ve estetik bir malzemedir. Bu mekanik özellikleri bazı doldurucu malzemeler kullanılarak geliştirilebilmektedir. Sinterleme işlemi ile üretilir ve iki formda bulunur: klasik PTFE-mikro gözenekli olmayan form (Teflon) ve genişletilmiş PTFE (ePTFE)-mikro gözenekli form (Gore-Tex). ePTFE katı bağlantılarla bir arada tutulan yönlendirilmiş mikrofibrillerle karakterizedir [20, 43]. PTFE kaplaması, termal püskürtme olarak adlandırılan ve atomize edilmiş teflon parçacıklarının sıkıştırılmış temiz havayla kumlanmış ark teli yüzeyini kaplaması ile elde edilmektedir. İşlem oda sıcaklığından daha yüksek bir ısıyla yapılmaktadır. PTFE kaplamanın kalınlığı 0,001 inçtir. Ark telinin tüm yüzeyi kaplanabildiği gibi kaplamanın kalınlığını ve sürtünmeyi azaltmak için yalnızca labiyal tarafta kaplamaya sahip teller de üretilmiştir.

2.2.2.2. Yüzeyi İnorganik materyaller ile kaplanmış metalik ark telleri

Yüzeyi rodyum kaplanmış ark telleri

Yaygın olarak kullanılan Sentalloy ve Bioforce estetik ark telleri, 2008 yılında GAC tarafından rodyum kaplaması ile geliştirilmiş olup, rodyumla kaplanmış aktif bir klipse sahip olan kapaklı Inovation C braketleriyle kullanılmak üzere tasarlanmıştır [44].

2.2.3. Kompozit ark telleri

İyileştirilmiş genel özelliklere sahip estetik ark teli üretmeye yönelik gelecek vadeden yaklaşımlardan biri de doğrusal veya çapraz bağlı polimerik matrikse gömülü seramik fiberlerden oluşan kompozitlerin kullanılmasıdır. Seramik-polimer kompozit ark telleri, fotopoltrüzyon işlemiyle üretilen polimerik bir matrikse gömülü cam fiberlerden oluşan katı polimerik tellerdir [9].

Kompozit ark telleri uzun bir deney geçmişine sahip olmasına rağmen, ilk olarak 2008 yılında BioMers Products (Owens-Corning Fiberglass Corp., Naples, Florida, ABD) tarafından aralıksız fiber (E-cam fiber) ve epoksi polimer matristen tüp büzülme tekniği ile geliştirilen SimpliClear ark teli piyasaya sürülmüştür ve tamamen şeffaf olan ilk ark teli sistemi olarak pazarlanmaktadır [1].

Goldberg ve arkadaşları (1992) ilk olarak Bis-GMA rezin ve S2 cam fiberlerini (PCI, Winona, MN, ABD) kullanarak fiberle güçlendirilmiş kompozitleri (FRC) üretmişlerdir. Translüsent özelliklerinden dolayı diş rengini yansıtma eğiliminde olduğundan estetik olarak tatmin edicidir ancak kırılmaya duyarlıdır. FRC ark telleri iki aşamada üretilmektedir. İlk aşamada fiberlerin miktarı, dağılımı ve rezin tarafından ıslatılması yakından kontrol edilmektedir. İkinci aşamada ise kompozit istenen son şekline dönüştürülmektedir. FRC ark tellerinin imalatı ile ilgili iki önemli süreç çekme (pultrusion) ve beta aşaması (beta staging) dir [45].

Ballard ve ark., FRC ark tellerinin bükülme özelliklerinin konvansiyonel NiTi teller ile benzer olduğunu bulmuşlardır [46]. Zufall ve Kusy'nin, Bis GMA'nın viskoelastik özelliklerini incelediği çalışmalarında; TEGDMA kompozit ark telleri S2 camla güçlendirilmiştir ve kompozit ark tellerinin ortodontik tedavinin ilk ve orta aşamasında işlev için yeterli esnekliği muhafaza ettiği sonucuna varılmıştır [45, 47].

Burstone ve Kuhlberg, FRC ark tellerinin ortodontide kullanımını incelemiştir. Parsiyel olarak polimerize olmuş fiber matriksin daha sonra klinik ortamda bütün olarak polimerize olduğunu kanıtlamışlardır. Mekanik özelliklerin belirgin bir şekilde artırılması, nihai kesitsel şeklin daha iyi kontrol edilmesi ve translüsent polimerik tellerde olduğu gibi sıklıkla kırılmaların yaşanmamasından dolayı klinisyen tarafından

uygulamaların daha etkili olması gibi avantajları vardır. Fiber ile güçlendirilmiş tellerle gerçekleştirilen diş hareketleri mekanik açıdan değerlendirildiğinde en iyi klinik sonuçların, uzun fiber kompozitlerin kullanıldığı durumlarda görülebildiğinden söz etmişlerdir [48].

Burstone ve ark., NiTi ve beta titanyum ark telleriyle karşılaştırmak üzere, strese bağlı deforme olmayan, esneklik gösteren, kendiliğinden güçlendirilmiş polimer (SRP) polifenilen termoplastik ark tellerini piyasaya sürmüşlerdir [5].

Goldberg ve ark., polifenilen ark telleri üzerine yaptığı çalışmada, bu tellerin zamana bağlı viskoelastik davranış sergilediğini ve ark telinin ilk yerleştirilmesiyle stres gevşemesine ve deformasyona neden olduğunu bulmuşlardır.

Huang ve ark., 2003 yılında yeni bir kompozit ark teli geliştirmek için geleneksel çekme yöntemi yerine tüp büzülmesine dayalı mikromekanik köprü modelini tanıtmışlardır. Bu yöntemle üretilen ark tellerinin (Reflex ark teli, TP Orthodontics Inc., ABD) mekanik performansının metal NiTi teller ile benzer olduğunu bulmuşlardır [49].

Son zamanlarda diş renginde üretilen Woowa (Dany Harvest, Seul, Güney Kore) ve BioForce High Aesthetic NiTi ark telleri (Dentsply GAC, Islandia, ABD) tanıtılmıştır. Woowa, gümüş ve platinyum kaplı bir iç tabaka ve özel bir parilen polimer kaplamasından yapılmış dış tabaka içeren çift katmanlı bir yapıya sahiptir. Bu ark tellerinin anterior yüzeyi kaplanmışken posterior yüzeyi kaplanmamıştır. BioForce High Aesthetic ark telleri ise bu ark teline özgün olarak düşük yansıtma özelliğine sahip rodyum kaplama içermektedir [36]. Lijima ve ark.'nın yaptığı çalışmaya göre, Woowa tellerdeki parilen kaplı tabakanın pürüzlü bir morfolojiye ve çok daha düşük bir sertliğe sahip olduğu görülmüştür. Ancak telin kaplı kısmı, kaplı olmayan kısmıyla karşılaştırıldığında benzer mekanik özelliklere sahip olduğu görülmüştür [36].

2.3. Estetik Ortodontik Ark Tellerinin Biyomekanik Prensiplerle İlişkisi

Ortodontik ark teli üretiminde farklı alaşımların bulunması, ortodontik materyal araştırmalarındaki temel buluşlardan biridir ve mekanoterapi alanında önemli gelişmeler sağlamıştır [50]. Her geçen gün ortodontistlere geliştirilen yeni materyaller önerilmektedir. Materyallerin performansları ile ilgili iddialar her zaman doğruyu yansıtmamaktadır bu da ark tellerinin gerçek özellikleriyle ilgili kafa karışıklığına neden olabilmektedir. Bu nedenle, alaşımların karakterizasyonu, klinik olarak ark telinin davranışını anlamak için ilk adım olarak kabul edilmektedir [51].

İdeal ark tellerini seçebilmek için estetik, biyolojik stabilite, sürtünme, şekillendirilebilirlik, lehimlenebilme, esneklik ve yaylanma gibi özellikler göz önünde bulundurulmalıdır [52]. Ayrıca, alaşımların ark telinde oluşturduğu değişikliklerden olan yüzey pürüzlülüğü önemli bir rol oynamaktadır. Araştırmalar, ortodontik ark tellerinin yüzey özelliklerinin, tellerin performansını ve biyouyumluluğunu etkilediğini göstermektedir. Bununla birlikte, yüzey topoğrafyası, ortodontik materyallerin korozyon özelliklerini, estetiğini, plak birikimini ve etkinliğini değiştirebilmektedir [22, 53].

Ark tellerinin yüzey pürüzlülüğü sürtünme katsayısını değiştirebilmektedir [34, 54, 55]. Sürtünme, temas halinde bulunan iki nesnenin göreceli hareketine karşı koyan bir direnç kuvvetidir ve braketin ark teli boyunca kaymasına engel olmaktadır [53, 56]. Sürtünme, aşağıdaki faktörlere bağlıdır:

- (1) moleküler adezyon (atomlar arasındaki elektromanyetik kuvvetler),
- (2) yüzey pürüzlülüğüyle oluşan kilitlenme ve
- (3) yüzey tutulumu enerjisi (plowing effect).

Yüzey plastik olarak deforme olabiliyorsa sürtünme katsayısı (μ), sürtünmenin ikinci kanunuyla ilişkili olarak, görülebilen temas alanından bağımsızdır. Bununla birlikte, görünüşte düz ve pürüzsüz yüzeylerin mikroskobik bir ölçekte analiz edildiğinde pürüzlü olması sürtünme teorisinin temelini oluşturmaktadır [57].

Ark telinin bükülme özellikleri, polimer matrisinin monomer bileşimi, sertleştirme yöntemi, su depolaması gibi çevresel koşullar ve hatta topikal florür uygulaması gibi birçok faktörden etkilenmektedir [15, 58, 59].

Tanimoto ve ark., estetik ortodontik teller için çekme metodu kullanarak cam fiberle güçlendirilen polikarbonat matrinden oluşan plastikleri (GFRP) piyasaya sürmüşlerdir. GFRP telleri piyasada bulunan NiTi ark telleri ile benzer esneklik özelliklerine sahiptir [60]. Toshihiro ve ark., GFRP ark tellerinin renk stabilitesini laboratuvar ortamında değerlendirmişlerdir ve ortodontik tedavi sırasında da renk stabilitesini yüksek oranda koruyabileceğini öngörmüşlerdir [3].

Rudge ve ark., yüzeyi tamamen kaplanmış, kısmen kaplanmış ve rodyumla kaplanmış NiTi ark tellerinin yüzey pürüzlülüğünü ve sürtünme direncini konvansiyonel NiTi ve paslanmaz çelik tellerle karşılaştırmışlardır. Kaplanmış ark tellerinde genellikle kaplanmamış kontrol grubu tellerine göre daha yüksek sürtünme olduğunu bulmuşlardır [25].

Choi ve ark., paslanmaz çelik ve seramik braketlerle kullanılan çeşitli estetik NiTi tellerin (epoksi rezin kaplı, teflon kaplı ve Ag / biyopolimer kaplı) yüzey özelliklerinin kaydırma mekaniklerine olan etkisini araştırmışlardır. Sadece yüzey pürüzlülüğü göz önüne alındığında epoksi rezin kaplı ark tellerinin hem estetik hem de diş hareketleri açısından en iyi olduğu sonucuna varmışlardır [16].

Kaplı ark tellerinin özellikleri kullanılan kaplama materyaline göre değişmektedir ve yaygın olarak kullanılan kaplama materyalleri epoksi, teflon, gümüş / biyopolimer ve rodyumdur. Ryu ve ark., yüzeyi epoksi ile kaplanmış ark tellerinin bükülme (bending) özelliklerinin ve yüzey pürüzlülüğünün diğer materyallerle kaplanmış ark tellerinden daha iyi olduğunu ve epoksi kaplı tellerin, daha düşük düzeyde kuvvet oluşturduğunu bildirmişlerdir [13, 36, 61].

Estetik tellerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çalışmalarda, hasta ağızında kullanılmamış kaplama materyalleri arasında, yüzeyi teflon kaplanmış tellerde yüzey pürüzlülüğü en az bulunurken, hasta ağızında kullanıldıktan sonra yüzeyi epoksi kaplı ark tellerinde yüzey pürüzlülüğü daha azdır [16, 21].

2.4. Yüzey Pürüzlülüğü ve Ortodontik Tedavideki Önemi

Ark teli çeşitliliğinin artması ortodontik tedavinin çok yönlü olmasına katkı sağlamıştır. Uygun ark teli seçimi ile hasta konforu artırılarak, etkili ve öngörülebilir tedavi sonuçlarına ulaşılabilmektedir [62]. Klinik sonucu tahmin etmek için, ark teli alışmaları *in vitro* koşullarda test edilmektedir. Laboratuvar testleri ark tellerinin klinik

performansını tam olarak yansıtmamakla birlikte tellerin mekanik özelliklerinin karşılaştırılması için bir temel oluşturmaktadır [63].

Pürüzlülük, yüzey dokusunun bir ölçüsüdür ve bir nesnenin çevresi ile nasıl etkileşim kuracağını etkilemektedir. Amplitüd-genlik (vertikal), aralık-spacing (horizontal) ve hibrid parametreleri ile karakterize edilebilmektedir [64]. Ark tellerinin yüzey yapısını etkileyen faktörler şunlardır: kor materyali, kaplama materyali, üretici firma ve üretim tekniği [22, 65-68]. Bununla birlikte, estetik ark tellerinin yüzey özelliklerine bağlı mekanik sonuçlar hakkındaki literatür bilgileri sınırlıdır [25].

Dental materyaller, mekanik, termal ve kimyasal streslere dayanmak zorundadır ve ağız ortamında yeterli biyouyumluluğa sahip olmalıdır. Dental materyallerin yüzey kalitesi, yüzey temas alanını belirlemektedir. Bu da korozyon davranışını ve biyouyumluluk derecesini etkilediğinden son derece önemlidir [69]. Yüzeyi kaplanmış ark tellerinin çiğneme işleminden rutin olarak hasar gördüğü ve kaplamanın stabil olmadığı belirtilmiştir. Kaplama materyali, ark tellerinin koroziv özelliklerini, sürtünmesini ve dayanıklılığını değiştirebilen modifiye bir yüzey oluşturmaktadır [9, 23].

Ortodontide, ark tellerinin yüzey pürüzlülüğü ark teli rehberliğindeki diş hareketi etkinliğini belirlemede önemli bir faktördür. Yüzey pürüzlülüğünün sürtünme katsayısı üzerindeki etkisiyle kaydırma mekaniklerinin performansı değişmektedir. Sürtünme kuvvetleri ortodontik kuvveti % 50 veya daha fazla azaltabilmektedir [70].

Estetik ark telleri ile ilgili daha önceki araştırmalardan çıkan çelişkili sonuçlar vardır. Kayma özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışma, plastik kaplamanın ark telleri ve braketer arasındaki sürtünmeyi azalttığını ortaya koymuştur. Aynı zamanda kaplamanın, altta bulunan ark telini korozyondan koruduğu da belirtilmiştir [23].

Buna ek olarak pürüzlülüğün arttığı alanlarda dental plak birikimi için yeni alanlar oluşmaktadır ve hastanın plağı mekanik olarak uzaklaştırması güçleşmektedir [71].

2.4.1. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler

Ark tellerinin performansının değerlendirilmesinde kritik adım, piyasada bulunan farklı tellerin yüzey pürüzlülüğünün analiz edilmesidir [72]. Ortodontik ark tellerinin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için kullanılan yüzey profilometresi, atomik kuvvet mikroskobu ve lazer spektroskopisi gibi çeşitli yöntemler mevcuttur.

2.4.1.1. Yüzey profilometresi

Geçmiş yıllarda, yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde kullanılan temel teknik, önceden seçilmiş bir alanın topoğrafyasını tek bir çizgide taramak için ince bir uç kullanılan yüzey profilometresidir. Bu cihazda 5 µm'lik bir yarıçapa ve ± 0.01 µm hassasiyetle dikey hareketlere duyarlı bir elmas uç bulunmaktadır. Her bir ölçümde 5,0 mm'lik bir alan taranabilmektedir. Pürüzlülük değerleri Ra, Rq ve Rz parametreleri kullanılarak belirlenebilmektedir. Bu yöntemin temel dezavantajı, tarama çizgisine bitişik yüzey kusurlarının ölçülmesidir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümünde profilometre invazif bir yöntemdir ve tarama sırasında yüzeye zarar verilebilmektedir [67]. Böylelikle, materyale zarar vermeyen, noninvaziv teknikler için artan talep doğrultusunda optik yöntemlere ve gelişmiş bir yöntemi olan tarama tünelleme mikroskopuna (scanning tunneling microscope-STM) dayanan yeni analiz yöntemleri geliştirilmiştir [73, 74]. Bu yöntemlerle, yüzeye doğrudan etkileşim olmaksızın önceden seçilmiş yüzey alanını taramak mümkündür. Optik metotlar arasında noktasal interferometri (speckle-interferometry), açısal saçılma dağılımları (angular scattering distributions) ve elipsometri sayılabilir. Optik yöntemlerden en basit ve hızlı olanı lazer speküler reflektanstır [53].

Tarama probu mikroskobu (Scanning probe microscopy -SPM), farklı tipte tarama tünelleme mikroskoplarını (STM) içerir; atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve manyetik kuvvet mikroskobu (MFM) [75]. AFM, yüzey morfolojisi hakkında üç boyutlu bilgi sağlayabildiğinden yüzey topoğrafyasını ölçmek için en uygun araç olarak düşünülmektedir [67].

2.4.1.2. Lazer speküler reflektans

Bu teknikte numune bir motor yardımıyla dönen tabla üzerine yerleştirilmektedir ve numuneye dalga boyu 632,8 nm ve çapı 0,55 mm olan kırmızı lazer ışını bir helyum lazer ışın kaynağından, bilgisayar tarafından belirlenen α açısı ile gönderilmektedir. Gönderilen ışının bir kısmı kırılarak bir foto-dedektör ile incelenmektedir. Işının kalan kısmı cisim yüzeyinden β açısıyla yansır ve yoğunluğu ikinci bir foto-dedektör ile ölçülür. Foto-dedektörden elde edilen sinyaller analog/ dijital dönüştürücü ile güçlendirilerek bilgisayara aktarılmaktadır. Cismin yüzeyi tamamen pürüzsüz ise sadece spekular reflektans meydana gelir ve α açısı β açısına eşit olur. Yüzeyi pürüzlü bir cisimde ise yaygın bir yansıma gerçekleşmektedir.

2.4.1.3. Atomik kuvvet mikroskobu

1986 yılında Binnig ve ark. tarafından tanıtılan AFM, STM ve profilometre cihazlarının çalışma prensiplerinin bir birleşimidir. Yüzeze zarar vermeden yüzey topoğrafyasının incelenebildiği bir prob içermektedir.

Numune, cihazın uzayın üç yönünde serbestliğe sahip olan tarayıcı piezo kısmına sabitlenir. Yarıçapı 100 nanometreden (nm) küçük olan yüzey tarama sondu olarak kullanılan kısım, 0.001 ile 100 Newton / metre (N/m) arasında bir esneme modülüne sahip, yaklaşık 100 µm uzunluğunda ince bir kiriş üzerine yerleştirilir. Taranan numune ile kirişin uç kısmı arasındaki uzaklığın 10-100 nm arasına getirilmesi 10^{-11} N ile 10^{-6} N arasında bir kuvvet oluşturur. Bu kuvvet aralığı yüzey ile uç arasındaki etkileşimi karakterize eder. Bu etkileşim sonucu kirişin uç kısmı dikey yönde eğilir ve oluşan sapma miktarı eğilme sensörü tarafından kaydedilir. Numune tarayıcı piezo tarafından ince bir ucun altında hareket ettirilir ve XY düzleminde taranacak alan belirlenir. Aynı zamanda tarayıcı piezo, yüzey ile kiriş ucu arasındaki kuvveti sabit bir şekilde tutmak için dikey yönde de hareket ettirilir. Kirişin eğilmesiyle oluşan sapma, kontrol modülünde bir sinyal üretir ve bu sinyal geri bildirimle piezo sürücüyü (piezo driver) aktarılır. Böylece tarama piezosunun dikey konumu numunenin yüzey yapısı hakkında bilgi vermektedir.

AFM cihazı ile yüzey pürüzlülüğü; Ra (Roughness Average-Ortalama yüzey pürüzlülüğü), RMS (Root Mean Square-Aritmetik ortalamaların karekökü) ve Rmax (Maximum Roughness Depth-Maksimum Pürüzlülük Derinliği) değerleri ölçülerek tespit edilmektedir. Ra değeri, değerlendirme uzunluğu boyunca profil yüksekliklerinin mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasıdır. Optik Ra (Roughness Average) değeri Vidosic tarafından 1964 yılında geliştirilen bir formülle hesaplanmaktadır. Rmax, değerlendirme uzunluğu boyunca pürüzlülük profilinde en yüksek tepe ile en derin çukur arasındaki uzaklıktır. RMS yüzey pürüzlülük profilinin en düşük ve en yüksek noktaları arasındaki dikey mesafenin ortalamasıdır. Optik RMS değeri 1976 yılında Tanner ve Fahoum tarafından bulunan bir formülle hesaplanmaktadır.

Zegan ve ark.nın yaptığı bir çalışmada ark tellerinin yüzey topoğrafyasının ve kimyasal bileşiminin tam bir görüntüsünü elde etmek için Scanning Electron Microscopy (SEM), Focused Ion Beam (FIB) ve Energy Dispersive X-ray spectroscopy (EDX) yöntemleri kombine edilerek kullanılmıştır [40].

2.4.1.5. Taramalı yüzey mikroskobu (scanning electron microscope-SEM)

Bu cihaz ile elektronların objenin yüzeyinden yansması ile üç boyutlu görüntüsü elde edilmektedir. Analiz yapılmadan önce numuneler ince bir metal ile (örneğin altın alaşımı) kaplanmalıdır. Numuneye gönderilen elektron demetlerinin belirli bir bölgeye çarpmasıyla yüzey atomları sekonder elektron yaymaktadır. Özel bir dedektörle yakalanan bu elektronlar elektrik akımına çevrilerek büyütülür ve görüntü bilgisayar ekranından kaydedilir [76].

2.5. Ortodontik Aygıtların Ağızda Kullanılmasıyla Oluşan Mikrobiyolojik Değişiklikler

2.5.1. Oral florada oluşan mikrobiyolojik değişiklikler

Sabit veya hareketli ortodontik aygıtların mikrobiyal flora ve periodontal değişikliklere etkisini inceleyen birçok çalışma mevcuttur [77-86]. Diş anatomisi, aparey dizaynı ve dental plak kompozisyonu ortodontik tedavi gören hastalarda periodontal sağlığı ve çürük oluşumunu etkileyen faktörler arasında sayılabilmektedir. [87] Bilimsel yayınlar, hastalarda kullanılan sabit ortodontik aygıtların dental plak yapısını değiştirebileceğini göstermiştir [88]. Sabit aygıtların kullanımı ile dental plağın yapısı, metabolizması ve kompozisyonu değişmektedir ve mikrobiyolojik popülasyonda, özellikle *Streptococcus* ve *Lactobacillus* sayısında artış görülmektedir [88, 89].

Bazı yazarlar, sabit aygıtların oluşturduğu retantif alanların bakteriyel plak tutulumunu arttırarak etkili hijyen kontrolünü zorlaştıracağını ve yüksek karyojenik değişime neden olabileceğini gözlemlemişlerdir [90, 91]. Bu değişimden subgingival mikrobiyota da etkilenmektedir ve patolojik bakteri kolonizasyonundaki artış; gingival inflamasyon, periodontal desteğin azalması ve mine yüzeyinde değişikliklere (beyaz nokta lezyonları) neden olmaktadır [89-92].

Zachrisson ve Zachrisson oral hijyeni çok iyi olan hastalarda bile aparey yerleştirildikten 1-2 ay sonra hafif veya orta şiddette gingivitis görüldüğünü rapor etmişlerdir [93]. Müller ve ark., sabit ortodontik tedavi sırasında füziform bakterilerde ve spiroket sayısında artış olduğunu, Diamonti ve ark. ise siyah pigment bakterisi sayısında artış olduğunu bildirmiştir [94, 95].

2.5.2. Bakteri adezyonuna bağlı ortodontik aygıtlarda oluşan mikrobiyolojik değişiklikler

Genel olarak sabit ortodontik apareylerin plak birikimi için retantif bölgeler oluşturduğu ve ağız bakımını zorlaştırdığı görüşü kabul görmektedir. Braketlerin düzensiz yüzeyleri, bantlar, teller ve diğer yapıştırılan aygıtlar, dişlerin yanak kasları ve tükürük gibi doğal bir şekilde temizlenme mekanizmasını kısıtlamaktadır. Bu durum karbonhidrat varlığında plak pH'nın düşük olmasına, plak akümülyasyon oranı ve matürasyonunda artışa neden olmaktadır. Lokal bölgedeki bu değişiklikler *Streptococcus Mutans* (*S. mutans*) ve *Lactobacillus* gibi bakterilerin kolonizasyonlarında artışa neden olmaktadır. Ortodontik tedavi sırasında *S. mutans* seviyesinin 5 katına kadar arttığı, bu mikrobiyal seviyenin ancak apareylerin çıkarılmasını takip eden 6-15 haftalık süre zarfında anlamlı bir düşüş gösterdiği bildirilmiştir [82].

Çeşitli ortodontik materyallere yapışan *S. mutans*, *Streptococcus sobrinus* (*S. sobrinus*) gibi mutans streptokokları organik asit oluşturarak ortodontik tedavi sırasında mine demineralizasyonu ve çürük patogenezinde önemli bir rol oynamaktadır [96, 97]. Ortodontik materyallere bakteri adezyonu ile ilgili birçok çalışma yayınlanmıştır [98-104].

Merghni ve arkadaşları ortodontik aygıt kullanmakta olan sağlıklı hastalardan izole edilen *Staphylococcus aureus* (*S. aureus*) suşlarının biyotik ve abiyotik yüzeylere yapışma özelliklerini araştırmışlardır. Oral *S. aureus* suşlarının dental alaşımın yanısıra epitel hücreleri için de önemli bir adezyon kapasitesine sahip olduğunu belirtmişlerdir [105].

Schuster ve ark., hareketli termoplastik aygıtların yüzeyinde oluşan belirgin modifikasyonların malzemenin yüzey profilindeki değişime katkıda bulunabileceğini ve bu nedenle bakteri adezyonunu kolaylaştırabildiğini göstermiştir [106].

Low ve ark., şeffaf plakların yüksek kalan kısımlarında bakteri kolonizasyonunun daha fazla olduğunu bildirmişlerdir [107]. Shpack ve ark., hareketli termoplastik plaklar (şeffaf plaklar) birkaç hafta veya yıllarca ağızda kaldığından (ortodontik retainer, oklüzal stabilizasyon splinti) bu aygıtlara bakteriyel adezyonu kontrol etmek için güvenilir bir protokol tanımlamanın büyük klinik önem taşıdığını belirtmişlerdir [108].

Biyomateriyallerin yüzey özelliklerinin, *in vitro* bakteri adezyonunu etkilediği rapor edilmiştir [109, 110]. Özellikle serbest yüzey enerjisi (SFE) ve yüzey pürüzlülüğü (SR) özellikleri bu süreç üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Materyallerin serbest yüzey enerjisindeki artış bakteri adezyonunu artırır. Yüzey karakteristiğindeki farklılıklar, materyalin kimyasal kompozisyonu, hidrofobik olması ve zeta potansiyeli *S. mutans*'ın farklı materyallere yapışmasındaki farklılıkların açıklanmasına yardımcı olmaktadır [110-113].

Forsberg ve arkadaşları sabit ortodontik tedavi gören hastalarda paslanmaz çelik tel ligatür ve elastik ligatür kullanımını *S. mutans* ve *Laktobasil* sayısı açısından değerlendirdikleri çalışmalarında elastik ligatür kullanılan hastalardan alınan plak örneklerinde daha fazla bakteri bulunduğunu rapor etmişlerdir [114].

Hassan ve ark., konvansiyonel braketler ve kendiliğinden bağlamalı braketleri bakteriyel plak tutulumu ve periodontal durum açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında konvansiyonel braketlerde plak indeksi, gingival indeks ve mikrobiyal kolonizasyonun daha fazla olduğunu bulmuşlardır [115].

Eliades ve ark., farklı braket materyallerinde mikrobiyal tutulumu değerlendirdikleri çalışmalarında seramik alümina ve polikarbonat braketlerde metal braketlere göre daha az bakteri tutulumu görüldüğünü bildirmişlerdir. Metal braketlerin, oral antioksidan (PH) seviyesinin azalması ve bakterilerin elektrostatik reaksiyonlar nedeniyle metalik bir yüzeye çekilmesi, ayrıca plak birikiminde artış ve *S. mutans* kolonizasyonu yükselmesi gibi spesifik değişiklikler meydana getirdiği bulunmuştur [116].

Saloom ve ark. nın yaptıkları bir çalışmada safir braket ve kaplı ark tellerinde metalik komponenti daha fazla olan aygıtlara göre *S. mutans* ve *Candida albicans* (*C. albicans*) adezyonunun daha az olduğu görülmüştür [117].

Taha ve ark., estetik ark tellerinde *in vitro* ve *in vivo* koşullarda biyofilm adezyonunun yüzey pürüzlülüğü ile korelasyonunu değerlendirmişlerdir. Ağızda kullanım sonrası estetik tellerde yüzey pürüzlülüğünün arttığını bildirmişlerdir. *In vivo* koşullarda bakteriyel adezyon ve yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif korelasyon görülürken *in vitro* değerlendirmede korelasyon bulunamamıştır [6].

Kim ve arkadaşları estetik NiTi ve SS teller tellerde mutans streptokoklarının (MS) adezyonunu değerlendirmişlerdir. Özellikle NiTi ark tellerindeki estetik kaplamanın MS adezyonunu azalttığını bulmuşlardır [10].

Mhaske ve ark., NiTi ve SS tellerde gümüş kaplamanın *Lactobacillus acidophilus*'a (*L. acidophilus*) karşı antiaderent ve antibakteriyel özelliklerini değerlendirmişlerdir. Gümüş kaplamanın ark tellerine *L. acidophilus* adezyonunu azalttığından, ortodontik tedavi sırasında dental plak akümülyasyonunu ve çürük oluşumunu azaltmak için kullanılabilceğini belirtmişlerdir [118].

Helleman ve ark., oral kavitede PTFE, seramikle güçlendirilmiş PTFE ve SS tellerde oluşan başlangıç biyofilm formasyonunu değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak kaplamalar arasında önemli bir fark tespit etmemişlerdir. Başlangıçtaki biyofilm birikiminin PTFE yüzeylerinde, kontrol grubu olarak kullanılan ve daha az yüzey pürüzlülüğüne sahip olan SS yüzeylere kıyasla daha belirgin olduğunu bulmuşlardır [119].

2.6. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, elektromanyetik spektrumun çeşitli dalga boylarının absorpsiyonu ve yansımısıyla gözümüzde oluşturduğu algılamadır. Algılanan renk; kişisel renk algılama kabiliyeti, ışık şartları, zeminin etkisi, renk körlüğü, iki göz arasındaki farklılıklar, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik etkenleri içeren pek çok faktörden etkilenmektedir. Bu fiziksel şartların yokluğundan başka her gözlemci kendi deneyimine ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlamaktadır. Rengin algılanması için üç element arasında bir etkileşim olmasına ihtiyaç vardır. Bunlar ışık, obje ve gözlemcidir [120].

Rengin algılanması kadar başkalarına anlatılması sırasında da pek çok sorunlar yaşanabilmektedir. Bu karmaşanın çözümü ve rengin standart, sayısal değerlerle tanımlanabilmesi için geliştirilen renk sistemleri arasında Munsell ve Commission

Internationale de l'Eclairage (CIE L*a*b*) en çok kullanılan sistemlerdir. Günümüzde insan gözü tarafından algılanan renk ile benzer mekanizmayı temel alan üç boyutlu renk modelleri, kırmızı-yeşil-mavi (Red-Green-Blue (RGB)) gibi renk ölçekleri de diş hekimliği uygulamalarında yer almaktadır [120, 121].

2.6.1. Renk analiz sistemleri

Günümüzde birçok renk ayırma ve belirleme sistemi mevcuttur. 1905'te Amerikalı ressam A.H. Munsell tarafından tanımlanan sistem geliştirilmiştir ve günümüzde diş hekimliğinde hala yaygın olarak kullanılmaktadır [122].

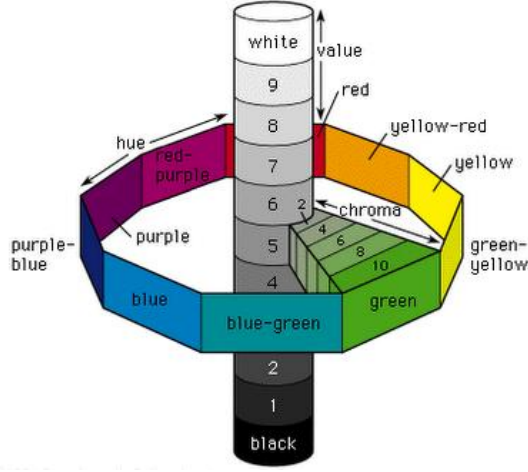
2.6.1.1. Munsell renk sistemi

En çok kullanılan renk tanımlama sistemidir. Hue, value ve chroma rengin renk aralığında sayısal olarak açıklanabilmesini sağlamaktadır. Bu numaralandırma sistemine "Munsell Notasyonu" denilmektedir. Bu sisteme göre bir rengin belirtilmesi hue, value/chroma ya da H V/C şeklindedir [123].

Ana renk (hue): Renk veya renk çeşidi anlamına gelmektedir. Retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renktir (mavi, yeşil, kırmızı). Diş hekimliğinde ana renk yaygın olarak Vita klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) A, B, C, D harfleriyle temsil edilmektedir [124].

Parlaklık (value): Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır. Munsell, parlaklığı siyah-beyaz bir skala olarak tarif etmiştir. Parlaklığın (value) siyah kısmı 0, beyaz kısmı 10 ile numaralandırılır, 0-10 arasında gri tonları siyahtan beyaza doğru farklı parlaklıklar oluşturmaktadır [125].

Yoğunluk (chroma): Bir ünitelik alan dahilindeki renk miktarı demektir. Ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder. Örneğin bazı dişler diğerlerine göre daha sarı görünebilmektedir. Bu durumda renk çeşidi (hue) aynı, ancak yoğunluk miktarı farklı olabilir. Kuvvetli rengi zayıf renkten ayırt etmemizi sağlayan karakterdir. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır. Yoğunluk arttığı zaman parlaklık azalır. Yoğunluk Vita renk skalasında harflerle (A: Kırmızımsı kahverengi, B: Kırmızımsı sarı, C: Gri, D: Kırmızımsı gri) gösterilmektedir [125].

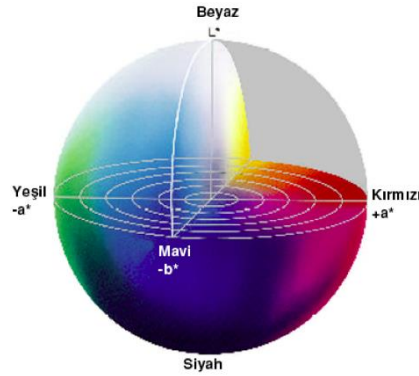


Şekil 2-2: Munsell renk diyagramı.

Munsell'den sonra ışık ve renk üzerine araştırmalar yapan uluslararası bir kuruluş olan CIE 1931'de XYZ tristimulus değerlerini tanımlamıştır. CIE sisteminde 3 parametre (X, Y ve Z) kullanılır. Bu parametreler, CIE gözlemcisi tarafından tanımlanan spektral cevap fonksiyonları temeline dayanmaktadır. Bir CIE yoğunluk diyagramı aynı zamanda kesin rengi tanımlamak için kullanılmaktadır. 1976'da ise şu anda yaygın olarak kullanılmakta olan L^* , a^* ve b^* renk değerlerinden oluşan CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemini tanımlamıştır [122].

2.6.1.2. Commision de l' Eclairage (CIE $L^*a^*b^*$) Renk Sistemi:

Bu sistemde renk belirlenirken L^* , a^* ve b^* değişkenleri kullanılır ve bu değerler üçlü uyaran X, Y ve Z değerlerinden hesaplanır. CIE $L^*a^*b^*$ renk uzayı düzenli bir yapıya sahiptir. Bu üç boyutlu renk uzayında farklı eksenler kesişir. Bu eksenler L^* , a^* ve b^* eksenleridir.



Şekil 2-3: CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi.

L* eksenini, rengin açık veya koyu olduğunu veya parlaklığını belirten parametredir. Bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık-koyuluk koordinatlarını gösterir. Skalada siyaha en yakın 0, beyaza en yakın ise 100 L değerini alır.

a* yatay eksenini, herhangi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değer pozitif ise kırmızılığı, negatif ise yeşilliği temsil eder.

b* yatay eksenini, bir cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değer arttıkça sarı renge, azaldıkça mavi renge yaklaşılır. a* ve b* koordinatları nötral renklerde 0'a yaklaşırken daha doygun ve yoğun renklerde koordinatların değerleri artar [126-128].

CIE L*a*b* renk sisteminin avantajı küçük renk değişikliklerinin tespit edilmesine olanak vermesidir. Renk değişiminin derecesi ise ΔE ile ifade edilmektedir ve hesaplanmasında şu formül kullanılmaktadır: $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$

Bu formüldeki ΔL , Δa ve Δb değerleri iki örneğin CIE L*a*b* renk parametreleri arasındaki farklarını vermektedir. Renkle ilgili yapılmış çalışmalarda renk değişiminin klinik olarak algılanabilir olması için; bazı araştırmacılar renk değişiminin 3.7 ΔE birimden, bazıları 1 ΔE birimden, bazıları 3 ΔE birimden, bazıları ise 3.3 ΔE birimden fazla olması gerektiğini ifade etmektedir [120, 128-133].

O'Brien ise gerçekleştirilecek restorasyonların komşu dişlerle arasındaki renk farkının 3.5 ΔE birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir [126]. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı çizelge Tablo 2-1'de gösterilmektedir. National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenmiş olan NBS kriterleri ve renk değişim miktarının klinik eşlemesi ise Tablo 2-2'de gösterilmektedir.

Tablo 2-1: O'Brien'in klinik renk eşlemesi.

ΔE	Klinik renk eşlemesi
0	Mükemmel
0.5-1.5	Çok iyi
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
3.5>	Klinik olarak kabul edilemez

Tablo 2-2: Renk değişiminin (ΔE) klinik olarak fark edilebilirliği.

ΔE	NBS Birim Renk değişiminin belirtisi
0-0.5	Çok az: oldukça az değişim
0.5-1.5	Az: az değişim
1.5-3	Belirlenebilir: algılanabilir değişim
3-6	Fark edilebilir: belirgin değişim
6-12	Fazla değişim: oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim: başka bir renk
NBS birimi = $\Delta E \times 0.92$ olarak belirlenmiştir.	

2.6.2. Diş hekimliğinde renk ölçüm yöntemleri

Renk seçimi; görsel olarak çıplak göz ile veya çeşitli renk ölçüm cihazları kullanılarak yapılabilmektedir [120].

2.6.2.1. Görsel ölçüm

Rutin olarak dental restoratif materyallerin renk seçimi, renk skalaları yardımıyla görsel olarak yapılmaktadır. Ancak bu sistem çok güvenilir değildir ve yetersiz sonuçlara sebep olabilmektedir. Çünkü bu sistem görsel bir algılama olup tamamen subjektiftir [120].

2.6.2.2. Kolorimetreler

Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L^* , a^* , b^* değerlerini vermektedir. Bu değerler matematiksel olarak analiz edilebilmektedir ve elde edilen değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilmektedir.

CIE $L^*a^*b^*$ sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme esasına dayanmaktadır.

Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak üç farklı sensör bulunmaktadır. Dedektör içinde yer alan bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek için yerleştirilmiştir [128, 134].

2.6.2.3. Spektrodymetreler

Spektrodymetreler, radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış ve renk üretimi uygulamalarında sık kullanılan cihazlardır. Spektrodymetrik yöntemlerde temel dayanak ise objelerin elektromagnetik bölgelerde kendine özgü bir yansıma (reflectance/ radiance) değerlerinin bulunmasıdır. Bu yansıma değeri objeye renk, doku, parlaklık ve görünüş gibi özellikleri veren kimyasal yapısından kaynaklanmaktadır. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrumunun üzerinde 5, 10 ve 20 nm.'lerde ölçülmektedir.

Spektrodymetrelerin avantajları, görsel yolla renk belirlenirken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, materyale temas etmeden hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesidir. Ancak, ölçüm pozisyonunda meydana gelebilecek ufak bir değişiklik sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden, ölçümler büyük bir dikkatle yapılmalıdır [135]. Spektrodymetreler ile 'edge loss' etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. Çünkü bu sistemde ışık kaynağı, spektrodymetre ve obje arasında açıklık bulunmamaktadır [136].

Dental araştırmalarda spektrodymetreler, diş renginin veya seramik kor yapıların ışık geçirgenliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır [137].

2.6.2.4. Spektrofotometreler

Spektrofotometrelerin en yaygın kullanım alanı, yüzey renklerinin ölçülmesidir. İçerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunmaktadır. Çoklu sensör prensibiyle çalışan spektrofotometreler, birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmışlardır. İnsan gözünün tespit edemeyeceği renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilmektedir. Çalışma prensipleri; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi işlemine dayanmaktadır. Metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilirler. Güneş ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıkta farklı ölçüm değerleri verebilmektedir. Bu nedenle spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar [120].

Spektrofotometrelerin kullanım alanı kolorimetrelerden daha kapsamlıdır, ancak klinik olarak uygulamaları zor olduğundan kolorimetrelerin diş hekimliğinde kullanımı daha yaygındır. İnsan gözünü taklit eden filtrelere sahip olan kolorimetreler spektrofotometreler ile karşılaştırıldığında elde edilen sonuçlar oldukça başarılı ve güvenilir bulunmuştur [138].

2.6.2.5. Dijital kameralar

Dijital kameraların kullanımı renk ölçümünde ve hekim ile laboratuvar iletişimde son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Sistemin en önemli avantajı tek bir noktanın değil tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesidir [139].

İstenilen objenin görüntüsü dijital bir kamera ile alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu değerleri CIE L*a*b* cinsinden ifade etmektedir. Sistem; dijital kameranın dışında, bağlı olduğu bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen meydana gelmektedir [140].

2.6.3. Estetik ortodontik apareylerde renk stabilitesi

Bugüne kadar çok sayıda çalışma, braketler ve ligatürler gibi estetik ortodontik materyallerin renk stabilitesi üzerine odaklanmıştır [19, 141-144]. Örneğin, Filho ve ark., seramik ve polimerik malzemelerden yapılmış estetik braketlerin kahve ve siyah çay içeren iki solüsyonla boyadıktan sonra renk stabilitesini değerlendirmişlerdir [142]. Benzer şekilde, Martins da Silva ve ark., oral kavitede kullanıldıktan sonra estetik elastomerik ligatürlerin renk stabilitesini değerlendirmişlerdir [143]. Liu ve ark. ise 2016 yılında boyama ajanlarına maruz bırakılan 3 farklı şeffaf plağın renk stabilitesini değerlendirip karşılaştırmışlardır [145].

Braketler ve ligatürler gibi ortodontik materyallerin bilinen renk stabilitesine rağmen, estetik ortodontik tellerin renk stabilitesi tam olarak anlaşılamamıştır. Bu nedenle estetik ortodontik teller yalnızca sınırlı sayıda piyasaya sunulmuştur [2]. Şekli ve boyutları nedeniyle estetik ortodontik tellerin renk stabilitesini ölçmek oldukça zordur [146].

Diğer estetik ortodontik materyaller gibi, estetik ark tellerinin renk değişikliği için internal ve eksternal nedenler söz konusudur. Dış renk değişikliği, gıda boyaları ve renklendirici içeren içeceklerden kaynaklanabilmektedir. Çeşitli maddelerin neden olduğu renk değişiminde kaplama materyalinin türü ve yüzey pürüzlülüğü belirleyici

rol oynamaktadır. Renk değişikliği miktarı, oral hijyen ve su emilimi gibi bir dizi faktörden etkilenebilmektedir [147]. Inami ve ark., cam fiberle güçlendirilmiş plastik (GFRP) tellerin renk değişimini kahve solüsyonu kullanarak *in-vitro* koşullarda değerlendirmiştir [148]. Da Silva ve ark., çeşitli boyama solüsyonlarında beklettikleri FRC ark tellerinin renk değişimini ve floresansını farklı zaman aralıklarında ve *in-vitro* koşullarda değerlendirmişlerdir [2]. Katı beslenme ve diş fırçalamanın neden olduğu mekanik etkilerden kaynaklanan yüzey pürüzlülüğü, polimerik materyallerin renk değişimine neden olabilmektedir. Bu nedenle *in-vitro* koşullarda yapılan çalışmalar ağız ortamında materyalde oluşan renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkiyi ortaya koymak için yetersizdir.

Çalışma ortamının dental materyallerin performansına etkisini inceleyen araştırmalar, hastalarda kullanılmış materyaller üzerinde yapılan analizlere olan ilgiyi arttırmıştır. Klinik deneylerle, ağız ortamındaki fonksiyona bağlı ark tellerinde ve dental materyallerde oluşan değişikliklere dair kanıtlar elde edilmektedir [17]. Ancak mevcut çalışmalar intraoral kullanım sonrası dental materyallerin yüzeyinde oluşan değişim mekanizmasının tam olarak açıklanmadığını göstermektedir [149]. Literatürde estetik ark tellerinin kullanım sonrası gösterdikleri yüzey değişiklikleriyle ilgili yeterli veri bulunmamaktadır [11, 17].

Ağızdaki dinamik ortamın ortodontik materyallerde oluşturduğu değişimleri inceleyebilmek için ark teli ideal bir materyaldir. Tedavi rutininde düzenli hasta kontrolleri sırasında çıkarılabilmekte ve incelenebilmektedir. Estetik ark tellerindeki yüzey kaplamasının kısmi veya tamamen kaybı, mekanik ve estetik değişimlere yol açabilmektedir ve bu durum biyofilm formasyonu için elverişli yüzeyler oluşmasına neden olmaktadır. Yüzey topoğrafyası, ortodontik ark telinin mekanik özelliklerini, estetik görünümünü, korozyon davranışını ve / veya biyoyumluluğunu etkileyen önemli bir özelliktir. İn vitro bakteri adezyonu, biyomateryallerin yüzey karakteristiklerinden özellikle yüzey pürüzlülüğünden ve serbest yüzey enerjisinden (SYE) etkilenebilmektedir [111]. Araştırmacılar pürüzlü yüzeylerin, adezyon alanlarını arttırarak ve oluşan bakteri kolonilerinin yerinden çıkmasını önlemesiyle SYE'nin etkisini aşacak ölçüde bakteri adezyonunu arttırdığını belirtmiştir [150]. Klinik olarak, serbest yüzey enerjisinin azaldığı pürüzlü bir yüzeyde daha fazla plak birikimi oluşur, patojen bakterilerin adezyonu kolaylaşır, sürtünme özellikleri etkilenir ve korozyon artar [24, 57, 67, 151].

Mikroskopik olarak gözlenen düzensiz yüzeyler, kalan kaplama tabakasının bazı bölgeleri ve bazı metalik alanlar, yüzey defektlerinde plak birikimine yol açabilmektedir ve bazı yazarlara göre, ark telinde oluşan defektlerin braket kenarlarında sıkışması nedeniyle diş hareketleri etkilenebilmektedir [8, 9].

Ark telleri ortodontik tedavi süresince mevcut olduklarından mine demineralizasyonunda önemli bir rol oynamaktadır. Karyojenik bakterilerin ortodontik materyallere yapışmasının ve bu materyaller üzerinde büyümesinin engellenmesi, beyaz nokta lezyonlarını önlemek açısından büyük bir öneme sahiptir [6].

Sıralanan tüm nedenlerden dolayı klinisyenlerin mümkün olduğunca en az yüzey pürüzlülüğü oluşturacak ark telini seçmeleri oldukça önemlidir. Bununla birlikte, ark tellerinde ve dişlerde meydana gelen renkleşme ile tedavi esnasında estetik kalite de azalmaktadır. Kaplı ark tellerinin başlangıçta gözlenen renk farklılıklarına ek olarak, ortodontik tedavi sırasındaki renk stabilitesi de hasta memnuniyeti açısından klinik olarak önemlidir [2].

Literatürde estetik ark tellerinin yüzey özelliklerine bağlı bakteri adezyonu ile ilgili çalışmalar genellikle *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiştir. Estetik ark tellerinin klinik kullanımı sonrası yapılan araştırma sayısı oldukça azdır [6, 7, 152]. Ayrıca hastalarda kullanılmış tellerin yüzey renk değişimini inceleyen mevcut bir çalışma yoktur. Çalışmamızda estetik tellerin ağızdaki dinamik ortamda soyulması ile yüzey karakteristiğinde oluşan değişim ve yüzey kaplamasında oluşan renk değişimi klinik kullanım sonrası değerlendirilmesi planlanmıştır. Bu sayede ortodontik tedavi sırasında estetik teller nedeniyle oluşan bakteri adezyonu, plak birikimi ve hasta motivasyonunu etkileyebileceği düşünülen ark tellerindeki renk değişimi hakkında klinik kanıta dayalı bilgi edinilmesi amaçlanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız *invivo* ve *invitro* olmak üzere iki aşamada planlanmıştır. Estetik ark telleri hasta ağızında kullanılmadan (T0) ve hasta ağızında 28 gün kullanıldıktan sonra (T1) tellerin fiziksel ve mikrobiyolojik özellikleri incelenmiştir. Kullanım sonucu oluşan yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi ölçülmüştür. Ayrıca kullanılmış teller üzerinde biyofilm oluşumu incelenerek gruplar arası bakteri tutulum miktarına dayanan mikrobiyolojik özellikler değerlendirilmiştir.

Çalışmaya başlamadan önce güç analizi benzer bir çalışma referans alınarak hesaplanmış, %5 hata payı %80 güç ile standart etki büyüklüğü 0,4 olarak belirlenmiştir [6]. Her bir gruba n = 11 vaka alınmasının yeterli olduğu saptanmıştır. Bu sonuç göz önüne alınarak, herhangi bir veri kaybı ihtimaline karşı her gruba 15 hastanın dahil edilmesi uygun görülmüştür. Çalışmamız Bezmialem Vakıf Üniversitesi Girişimsel Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Çalışmaya toplam Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Bölümüne başvuran ve sabit tedavi adayları 45 hasta dahil edilmiştir. Hastalar ve ebeveynleri sözlü ve yazılı olarak bilgilendirilmiş ve onam formu imzalatılmıştır.

Oral hijyeni iyi olan, periodontal hastalığı olmayan, daimi dentisyonda olan, çürük ve sistemik hastalığı olmayan, antibiyotik ve sigara kullanmayan, çapraşıklık miktarı en fazla 3 mm olan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Tüm hastalara aynı hekim tarafından oral hijyen eğitimi verilmiştir.

Çapraşıklık miktarı 3 mm'den fazla olan, karma dişlenme döneminde olan, oral hijyeni sağlamada aksaklıklara neden olabilecek çürük ve periodontal hastalığı olan hastalar ve diş eksikliği ya da çekimli tedavi planı uygulanacak hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.

İncelenecek ark telleri ağızdayken antibiyotik tedavisi gören ve gargara kullanan hastalar, tedavi sırasında; sistemik hastalığa yakalanan, diş çekim kararı verilen, oral hijyen eğitiminde anlatılanları uygulamayan hastalar çalışma dışı bırakılmıştır.

Hastalara üst çene anterior dişler arasında 0.018 inç slot genişliğinde seramik (Clarity™ ADVANCED Ceramic Brackets; 3M, ABD) braketler, posterior dişlerde ise 0.018 inç slot genişliğinde metalik braketler (Master Brackets; American Orthodontics, Sheboygan, ABD) uygulanmıştır. Seviyelemede ilk olarak 3 farklı üretici firmanın 0.016 inç kesit kalınlıklı teli ve 0.016 x 0.022 inç boyutlarında yüzeyi teflon kaplı ark telleri kullanılmıştır: EverWhite (American Orthodontics, Sheboygan, ABD), Titanol Cosmetic (Forestadent, Pforzheim, Almanya), Proflex (G&H Orthodontics, Franklin, ABD). Tablo 3-1’de kullanılan ark tellerinin özellikleri gösterilmiştir. Ark telleri braket slotuna yüzeyi teflon kaplı tel ligatürlerle bağlanmıştır ve ağızda her bir tel 28 gün tutulmuştur. Yüzeyi kaplanmış ark tellerinin klinik kullanım sonrası ağız içi ve ağız dışı görüntüleri Şekil 3-2’de gösterilmiştir. Da Silva ve ark.’nın yaptığı çalışma referans alınarak hasta ağızından çıkarılan ark telleri deney öncesi 10 dakika ultrasonik temizleyicide, 10 dakika ise distile suda bekletilmiştir [17].

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan yüzeyi PTFE kaplı ark tellerinin özellikleri.

	Ark telinin adı ve üretici firma	Ark telinin kesit boyutu (inç)	Alaşım Kaplı yüzey
Grup 1	Proflex (G&H Orthodontics)	0.016	NiTi-tüm yüzey
Grup 2	Proflex (G&H Orthodontics)	0.016 X 0.022	NiTi-tüm yüzey
Grup 3	Titanol Cosmetic (Forestadent)	0.016	NiTi-tüm yüzey
Grup 4	Titanol Cosmetic (Forestadent)	0.016 X 0.022	NiTi-tüm yüzey
Grup 5	EverWhite (American Orthodontics)	0.016	NiTi-tüm yüzey
Grup 6	EverWhite (American Orthodontics)	0.016 X 0.022	NiTi-tüm yüzey



(a)

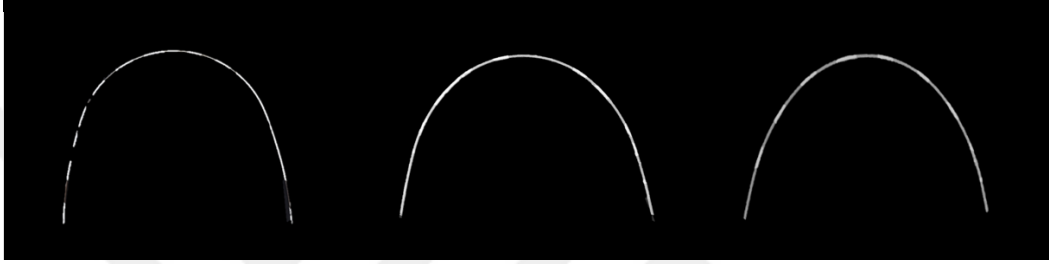
(b)

(c)

Şekil 3-1: Çalışmamızda kullanılan estetik ark telleri a) EverWhite (American Orthodontics) b) Proflex (G&H Orthodontics) c) Titanol Cosmetic (Forestadent).



(a)

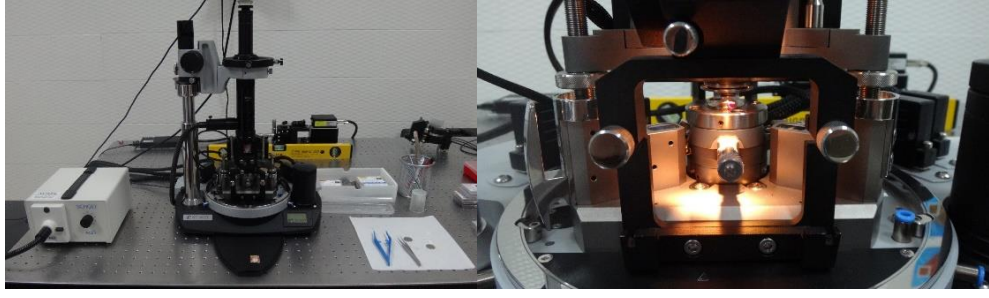


(b)

Şekil 3-2: Kaplı ark tellerinin klinik kullanım sonrası ağız içi (a) ve ağız dışı (b) görüntüleri.

3.1. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için AFM cihazı (Marka: NT-MDT, Model: Ntegra-Solaris) kullanılmıştır (Şekil: 3-3). Semi-kontak mod ile çalışılmıştır. Numuneler metal tutucuya sabitlendikten sonra (20 x 20 μm) alanda ark telinin merkezinden, 2 mm sağından ve 2 mm solundan olmak üzere her numunede 3 yüzey taraması yapılmıştır ve değerlerin ortalaması alınmıştır. Kuvvet sabiti 1.45-15.1 N/m olan kantilever (125 μm) üzerine yerleştirilen AFM probu (NT-MDT –NSG01) (curvature radius ,10 nm) kullanılmıştır (Şekil: 3-4). Örnekler her bir ark telinin düze yakın olan uç kısımlarından 5 mm kesilerek ve yüzey kaplamasının bütünlüğünü koruduğu alanlar gözetilerek hazırlanmıştır. AFM cihazının desteklediği yazılım kullanılarak ark tellerinin yüzey pürüzlülük değerleri hesaplanmıştır. Her grupta yüzey topoğrafyası, ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) parametresi kullanılarak değerlendirilmiştir.



Şekil 3-3: Atomik kuvvet mikroskobu (AFM (Marka: NT-MDT, Model: Ntegra-Solaris)).



Şekil 3-4: AFM cihazı için kullanılan prob.

3.2. Mikrobiyolojik Özelliklerin İncelenmesi

Estetik tellerin *in vivo* kullanımı sonrası mikrobiyolojik özellikleri *S. mutans* bakterisi biyofilm adezyonu ile değerlendirilmiştir.

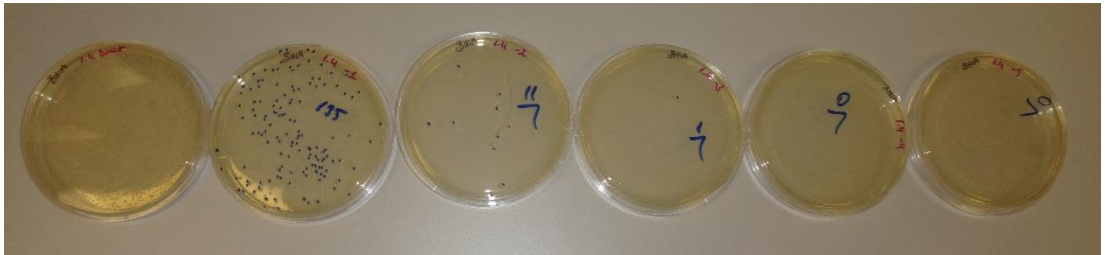
Üç farklı markanın 0.016 inç ve 0.016 x 0.022 inç boyutlarındaki telleri için altı farklı deney grubu tasarlanmış olup, 2 cm uzunluğunda kesilmiş teller deney öncesinde otoklavda 121°C'de 15 dakika steril edilmiştir. Her bir deney grubu için kullanım sonrası oluşan yüzey pürüzlülüğünün mikroorganizma adezyonuna etkisinin araştırılması amacıyla; hasta ağzında kullanılmamış 15 adet telden oluşan başlangıç örnek grupları ve hastalardan temin edilen 15 adet telden oluşan örnek grupları tasarlanmıştır.

Bu amaçla bakterinin 80°C'de bulunan stoğundan %5 koyun kanlı agara pasaj yapılmış ve 37°C'de %5 CO₂'li etüvde inkübe edilmiştir. 2-3 gün inkübasyonun ardından izole koloniler seçilip Gram boyama ve Vitek MS analizi ile kültürün saflığı ve bakteri suşunun identifikasyonu doğrulanmıştır.

Estetik tellere bakteri inokülasyonun gerçekleştirilmesi amacıyla *S. mutans*'ın taze kültüründen seçilen tek düşmüş koloniler kullanılarak beyin-kalp infüzyon sıvı besiyerine (Brain Heart Infusion Broth-BHI) ekim yapılmıştır. 0,5 MacFarland

bulanıklığına eş değer sayıda bakteri içeren kültür ($1,5 \times 10^8$ koloni oluşturan birim (cfu) /ml) elde edildiğinde (Spectrophotometer, U-5100, HITACHI) bakteriler 8000 rpm'de 3 dakika santifüjlenerek çöktürülmüş, 3 kere fosfat tamponlu salin (Phosphate buffered saline-PBS) ile yıkandıktan sonra BHI besiyeri içerisinde resuspende edilmiştir. Deney gruplarındaki her bir estetik tel ayrı ayrı 2 ml'lik santrifüj tüplerine aseptik koşullarda aktarılmış ve bu tellerin üzerine hazırlanan bakteri süspansiyonundan 2 ml eklenmiştir. Deney koşullarının kontaminasyon kontrolü amacıyla her deney grubundan 1 adet estetik tel, bakteri içermeyen 2 ml steril BHI besiyeri ile inkübe edilmiştir. Tüm örnekler 37°C 'de %5 CO_2 'li etüvde 40 saat boyunca inkübe edilmiştir.

İnkübasyon süresinin ardından estetik tellerden planktonik bakterilerin uzaklaştırılması ve sadece adherent bakterilerin yüzeyde kalması amacıyla teller üç kere steril PBS ile yıkanmış ve son olarak steril santrifüj tüplerine alınarak üzerlerine 1 ml steril PBS eklenmiştir. Adherent bakterileri sayısının belirlenmesi amacıyla canlı bakteri sayımı metodu kullanılmış olup bu amaçla steril PBS içerisinde bulunan teller düşük güç uygulanarak sonike edilmiş (Bandelin, SONOPULS) ve ardından vortekslenmiştir. Tel yüzeyine tutunmuş olan bakterilerin bu şekilde tutundukları yüzeyden ayrılması sağlandıktan sonra 1/10000'e kadar seri dilüsyonlar yapılmış ve her bir dilüsyondan 100 μL alınıp BHI agar yüzeyine yayma yapılarak ekimleri gerçekleştirilmiştir. Uygun sıcaklık ve sürede inkübasyonun ardından her bir dilüsyon ekimine ait koloniler sayılmış ve dilüsyon faktörleri hesaba katılarak mL'de bulunan bakteri sayıları hesaplanmıştır.



Şekil 3-5: Estetik tellerin 40 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu.

3.3. Renk Ölçümü

Renk ölçümünde VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya, Model DEASYC220) spektrofotometre cihazı kullanılmıştır. Cihazın

algılayıcı ucu yuvarlak yüzeylerin analizi için uygun olmadığından köşeli kesitli 0.016 x 0.022 inç boyutlu teller üzerinde çalışılmıştır. Cihazın probu 5 mm genişliğinde olduğundan, doğru ölçüm yapabilmek için her bir örneğin total genişliği en az 7 mm olmalıdır. Inami ve ark.'nın GFRP ark tellerinin renk değişimini ölçmek için oluşturdukları renk ölçüm düzeneğinde bazı modifikasyonlar yapılarak bu çalışmada kullanılmıştır [148]. Buna göre her bir markaya ait kullanılmamış tellerden 3 adet sağda, 3 adet solda ve ortaya renk ölçümü yapılacak numunenin yerleştirileceği haznenin mevcut olduğu düzenek, uç kısımlarından akışkan kompozit (Filtek TM Flow, 3M ESPE, Saint Paul, MN, ABD) ile birleştirilerek hazırlanmıştır (Şekil 3-7a). Hazırlanan düzenekte ortadaki iki tel çıkarılmıştır. Ölçümü yapılacak olan tellerin daha düz şekle sahip posterior kısımlarından 2 adet 11 mm uzunluğunda parça kesilerek düzenekte oluşan aynı genişlikteki boşluğa yerleştirilmiştir. Çalışma boyunca aynı telden birçok kez renk ölçümü yapılması gerektiği için, Jahanbin ve ark.'nın çalışması esas alınarak tek noktadan ölçüm yapılabilmesini sağlayan özel kalıp ve düzenek hazırlanmıştır (Şekil 3-7b ve c). Renk ölçümü, düzeneğin üst kısmından, tellerin ağızda oklüzal yüzeye bakan kısımlarından yapılmıştır (Şekil 3-8).

Renk ölçümü hasta ağızında kullanılmadan (T0), ve hasta ağızında 28 gün kullanıldıktan sonra (T1) yapılmıştır. Ölçümler yapılmadan önce, spektrofotometre üreticinin talimatlarına göre kalibre edilmiştir. Her bir ölçüm 3 defa tekrarlanmıştır ve ortalama değer kaydedilmiştir. Renk ölçümünde CIE L*a*b* sistemi temel alınmıştır. Renk farklılığını değerlendirebilmek için ΔE değerleri kullanılmıştır.

$$(\Delta E^* = ([\Delta L^*]^2 + [\Delta a^*]^2 + [\Delta b^*]^2)^{1/2})$$

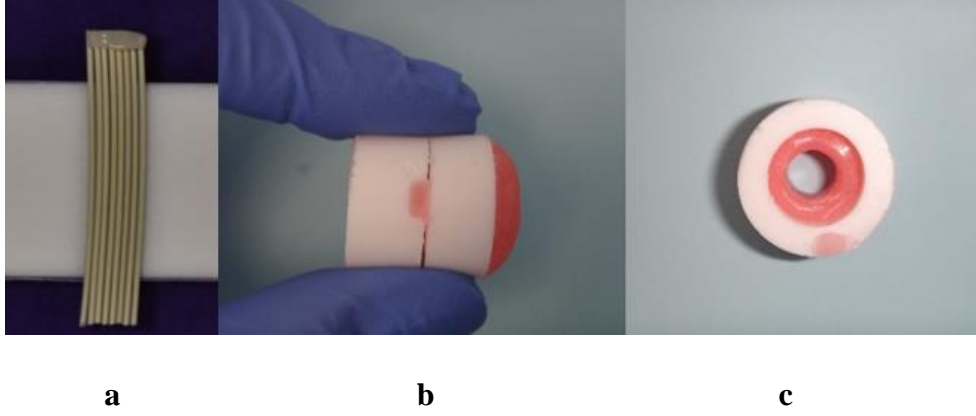
ΔE değerlerinin NBS değerlerine dönüştürülmesi için Filho ve da Silva'nın çalışmalarında önerdiği formül kullanılmıştır [2, 142].

$$\text{NBS birimi} = \Delta E^* \times 0.92$$

NBS sistemi kullanılarak ΔE değerleri klinik öneme sahip tanımlarına dönüştürülmüştür [153].

T0 ölçümü için her markadan 5 örnek hazırlanmıştır ve ölçümlerin ortalaması alınmıştır.

Total renk değişimi grup içi ve gruplar arası (T0 ve T1 de) değerlendirilmiştir.



Şekil 3-6: a: Renk ölçüm düzeneğinin hazırlanması b ve c: Renk ölçümünün tek noktadan yapılmasını sağlayan özel kalıp.



Şekil 3-7: VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya, Model DEASYC220) spektrofotometre cihazı ile renk ölçümü.

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin istatistiksel karşılaştırmasında sürekli veriler için normal dağılıma uygunluk Kolmogorov Simirnov analizi ile değerlendirilmiştir. Grupların yüzey pürüzlülüğü ve bakteri tutulumu ortalamalarının kontrol değeri ile karşılaştırılması one sample T testi kullanılarak, 2’den fazla bağımsız grupta gruplar arası karşılaştırma one way ANOVA Testi, Kruskal Wallis Testi kullanılarak yapılmıştır. Gruplar arasında saptanan anlamlılığın post hoc analizleri Bonferroni testi kullanılarak yapılmış ve düzeltilmiş (adjusted) p değerleri kullanılmıştır. Sürekli verilerin birlikte değişimi Pearson Korelasyon analizi ile değerlendirilmiştir. Korelasyon katsayısının yorumunda 0,0-0,24 zayıf 0,25-0,49 orta 0,50- 0,74 güçlü 0,75- 1,00 çok güçlü olarak kabul edilmiştir.

İstatistiksel anlamlılık için %95 güven aralığında 0,05 in altındaki p değeri anlamlı olarak kabul edilmiştir. İstatistiksel analizler için Statistical Package for the Social Sciences (SPSS Inc, Chicago, IL, ABD) programı, 21.0 sürümü kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Bu çalışmada 3 farklı üreticinin 0.016 inç ve 0.016 x 0.022 inç boyutlarında teflon kaplı ark telleri kullanılmıştır. Ark tellerindeki yüzey pürüzlülüğü, mikrobiyal plak tutulumu ve renk değişimi *in vitro* koşullarda incelenmiştir. Her bir ark teli hasta ağızında kullanıldıktan sonra yüzey pürüzlülüğü, mikrobiyal plak tutulumu ve renk değişimi değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları belirlenerek birbirleri ile ve hasta ağızında kullanılmamış tellerin başlangıç değerleri ile karşılaştırılmıştır.

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümüne İlişkin Bulgular

Hasta ağızında kullanılmamış tel örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerlerine ait istatistiksel veriler Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Değerler mikrometre (μm) cinsinden verilmiştir.

Tablo 4. 1: Hasta ağızında kullanılmamış tel örneklerine ait yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri (μm).

		Ortalama	Medyan	Std. Sapma	Min.	Maks.	p*
Yüzey pürüzlülüğü (R_a)	0.016 PF (n=15)	44,34	41,02	11,68	34,68	57,31	0,005
	0.016 X 0.022 PF (n=15)	25,55	25,45	0,95	24,65	26,55	
	0.016 TC (n=15)	42,00	42,31	0,64	41,27	42,43	
	0.016 X 0.022 TC (n=15)	77,89	90,74	27,34	46,49	96,45	
	0.016 EW (n=15)	9,38	6,47	5,63	4,67	18,76	
	0.016 X 0.022 EW (n=15)	24,98	24,38	15,78	6,29	44,85	

*Kruskal Wallis Testi * $p < 0,05$ anlamlı kabul edilmiştir.

Kruskal Wallis testinin sonuçlarına göre kontrol gruplarının yüzey pürüzlülüğü ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmıştır. ($p=0,005$) Yapılan post hoc Bonferroni analizinde anlamlılığın 0.016 X 0.022 TC ile 0.016 EW arasındaki farklılıktan kaynaklandığı tespit edilmiştir. 0.016 EW’daki değerler 0.016 X 0.022 TC’den anlamlı derecede düşüktür ($p_{0.016 \text{ X } 0.022 \text{ TC} \ \& \ 0.016 \text{ EW}}=0,004$).

Hasta ağızında kullanılmış ark tellerinin ortalama yüzey pürüzlülüğüne (Ra1) ilişkin istatistiksel veriler Tablo 4. 2’te gösterilmektedir.

Tablo 4. 2: Hasta ağızında kullanılmış tel örneklerine ait yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri (μm).

		Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Min.	Maks.	p*
Yüzey pürüzlülüğü (Ra1)	0.016 PF (n=15)	82,03	32,31	84,08	34,59	121,72	0,146
	0.016 X 0.022 PF (n=15)	107,85	27,68	112,42	50,08	135,94	
	0.016 TC (n=15)	98,09	27,43	90,32	61,25	163,92	
	0.016 X 0.022 TC (n=15)	113,27	31,34	102,51	82,36	179,70	
	0.016 EW (n=15)	100,99	23,89	105,88	58,23	141,50	
	0.016 X 0.022 EW (n=15)	102,32	16,30	106,79	71,74	123,84	

*One way ANOVA testi.

Hasta ağızında kullanılmış tel örneklerinin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. ($p=0,146$)

Hasta ağızında kullanılmış ve kullanılmamış tel örneklerinde ölçülen yüzey pürüzlülüğünün karşılaştırılmasına ilişkin veriler Tablo 4. 3’te gösterilmektedir.

Tablo 4. 3: Hasta ağızında kullanılmış ve kullanılmamış tel örneklerinin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin grup içi karşılaştırılması.

	0.016 PF (n=15)	0.016 X 0.022 PF (n=15)	0.016 TC (n=15)	0.016X0.022 TC (n=15)	0.016 EW (n=15)	0.016X0.022 EW (n=15)
Deney grubu	82,03±32,31	107,85±27,68	98,09±27,43	113,27±31,34	100,99±23,89	102,32±16,30
Kontrol grubu	44,34	25,55	42,00	77,89	9,38	24,98
p	0,003	<0,001	<0,001	0,004	<0,001	<0,001

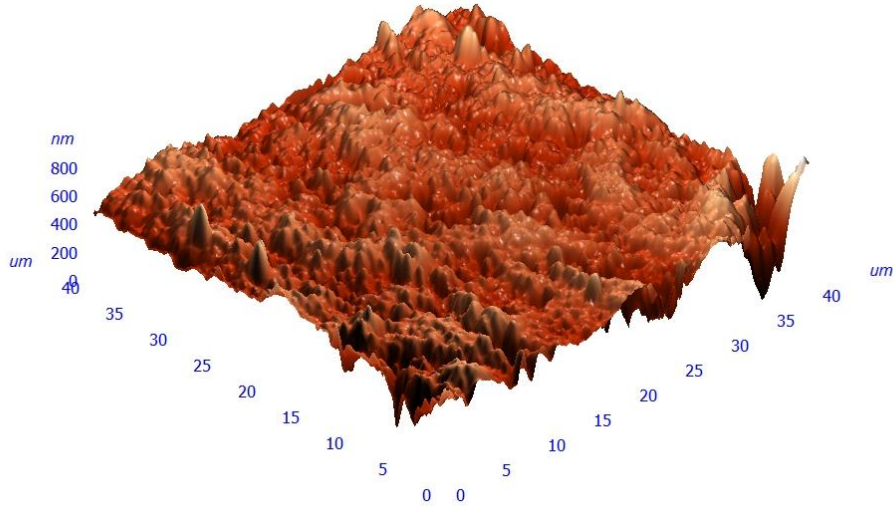
*One sample T Testi.

Hasta ağızında kullanılmış ve kullanılmamış tel örneklerinin yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında her telde istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır. Tüm gruplarda ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri başlangıç ortalamalarından daha yüksektir.

4.1.1. Örnekler üzerindeki yüzey pürüzlülüğünün AFM görüntüleri

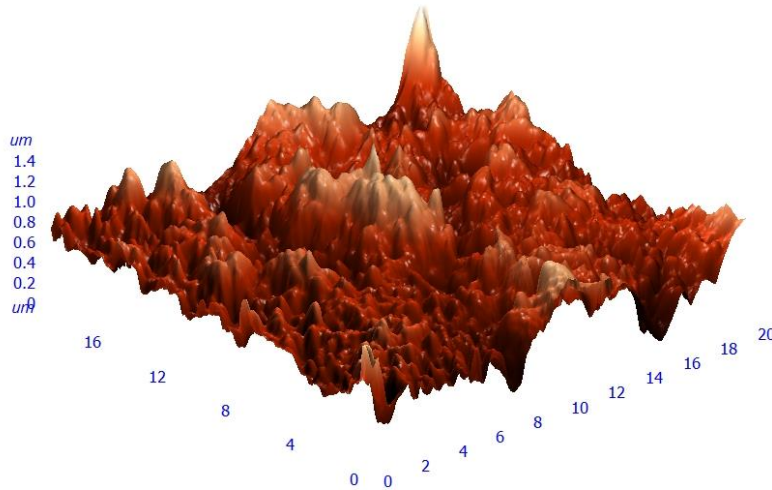
Hasta ağızında kullanılmış ve kullanılmamış tel örneklerinin alınan üç boyutlu AFM cihazı görüntüleri ve yorumları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.

Proflex 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsünde yuvarlak ve geniş çaplı tepe ve vadi oluşumları gözlenmektedir (Şekil 4-1). 40µm büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 1340.705 nm'dir.



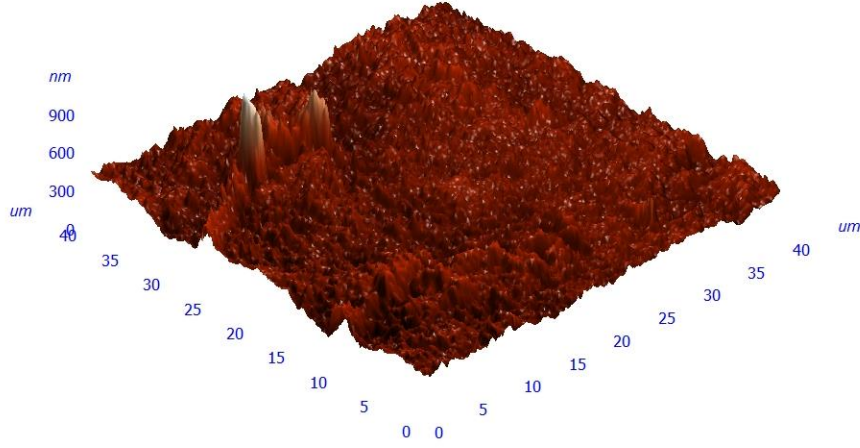
Şekil 4-1: Proflex 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.

Proflex 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsünde çok sayıda, düzensiz, farklı yükseklikte, sıkı sıkıya yerleşmiş tepe oluşumları gözlenmektedir (Şekil 4-2). 40µm büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 1604.103 nm 'dir.



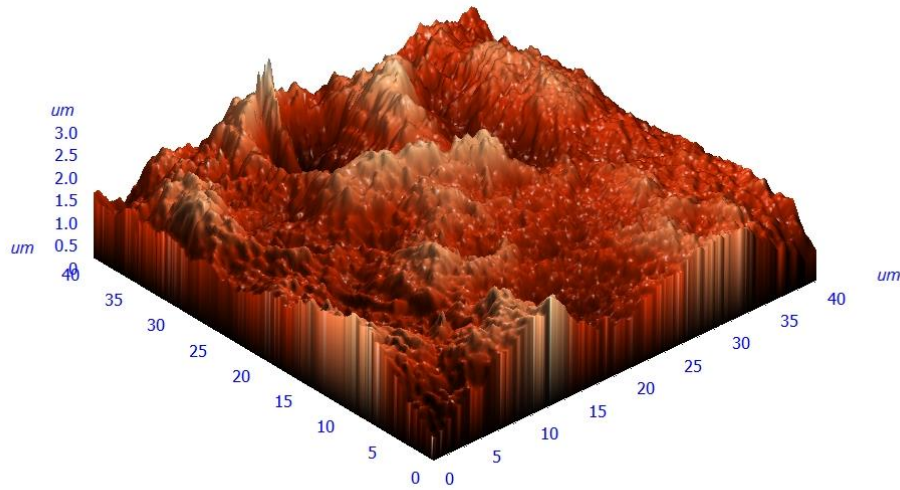
Şekil 4-2: Proflex 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.

Proflex 0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsünde düz bir sahada dikenimsi küçük çapta çıkıntılar mevcuttur (Şekil 4-3). 40µm büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 647.315 nm'dir.



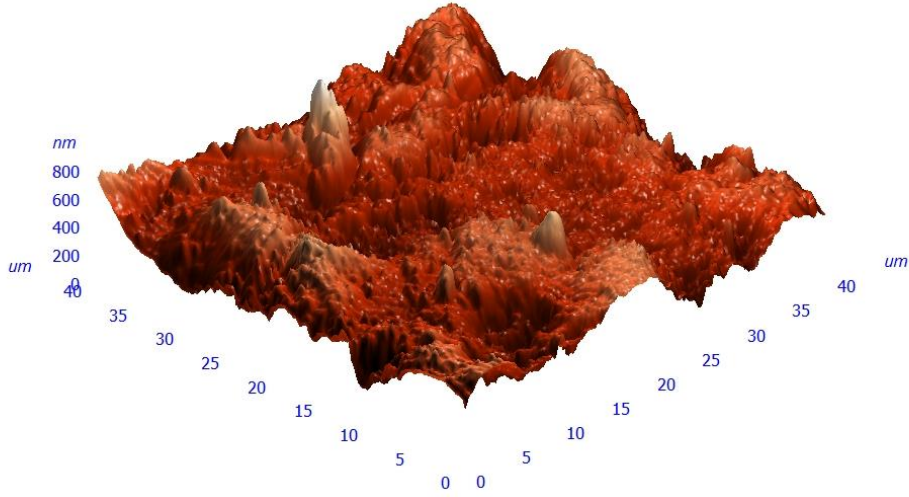
Şekil 4-3: Proflex 0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.

Proflex 0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsünde düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte tepe oluşumları mevcuttur (Şekil 4-4). 40µm büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 1838.54 nm'dir.



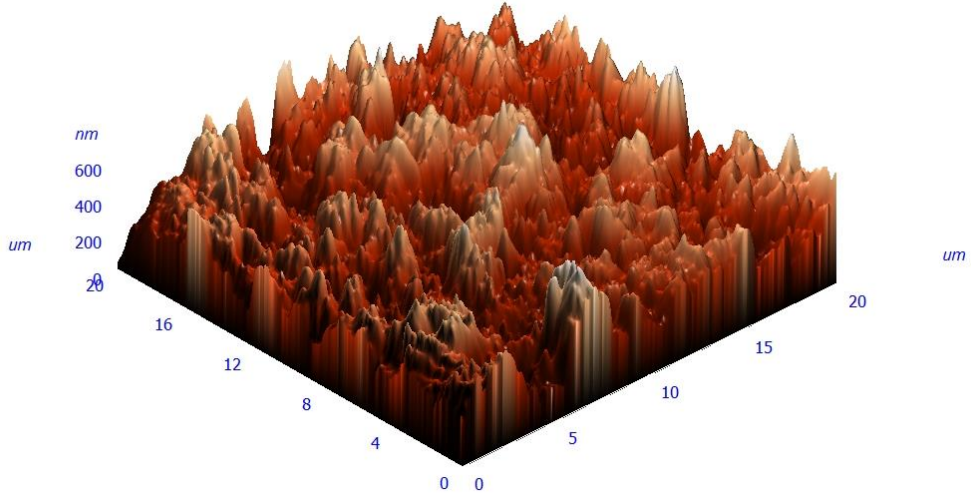
Şekil 4-4: Proflex 0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.

Titanol Cosmetic 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsünde yüzey oldukça pürüzlüdür. Yüksek tepeler ve kraterlerin düzensizce yerleştiği bir dağılım vardır (Şekil 4-5). 40µm büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 879.230'dur.



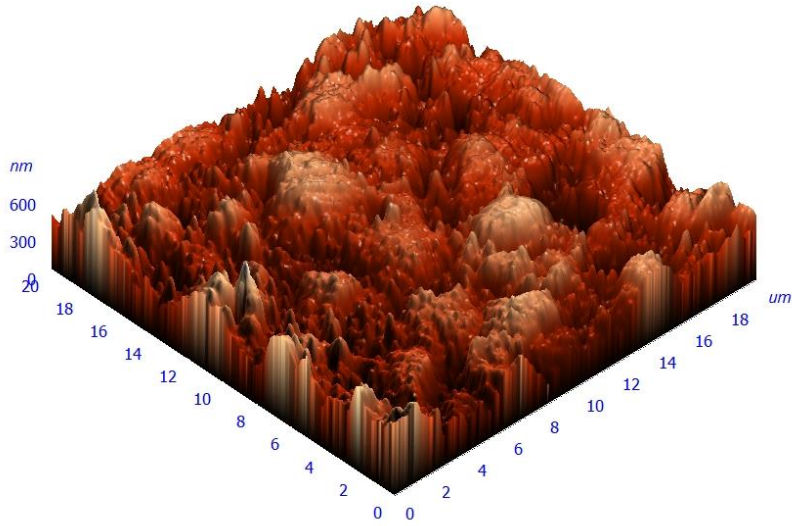
Şekil 4-5: Titanol Cosmetic 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.

Titanol Cosmetic 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsünde yüzey üzerinde çatlakların ve sıkı sıkıya yerleşik yüksek seviyeli tepelerin olduğu pürüzlü bir görüntü mevcuttur (Şekil 4-6). 40µm büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 1578.07 nm'dir.



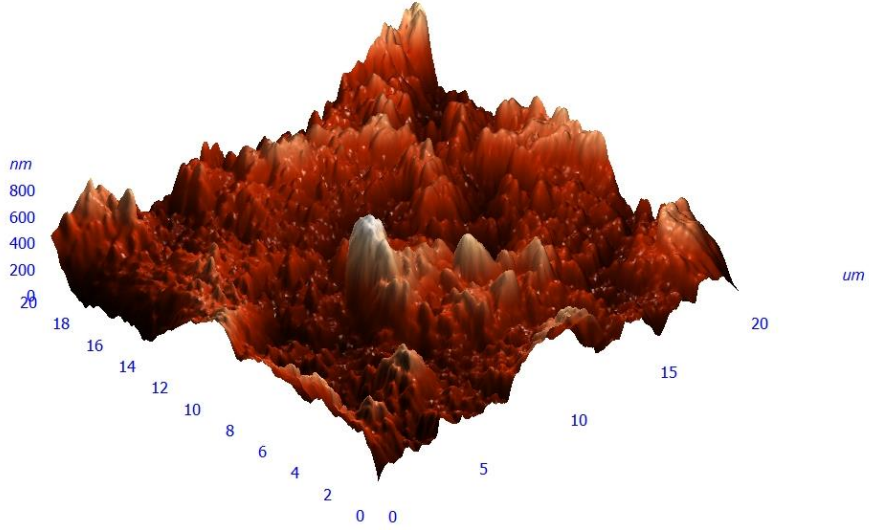
Şekil 4-6: Titanol Cosmetic 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.

Titanol Cosmetic 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsünde düzensiz ve çok sayıda farklı yükseklikte tepe oluşumu vardır (Şekil 4-7). 40µm büyütmeye maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 1106.66 nm'dir.



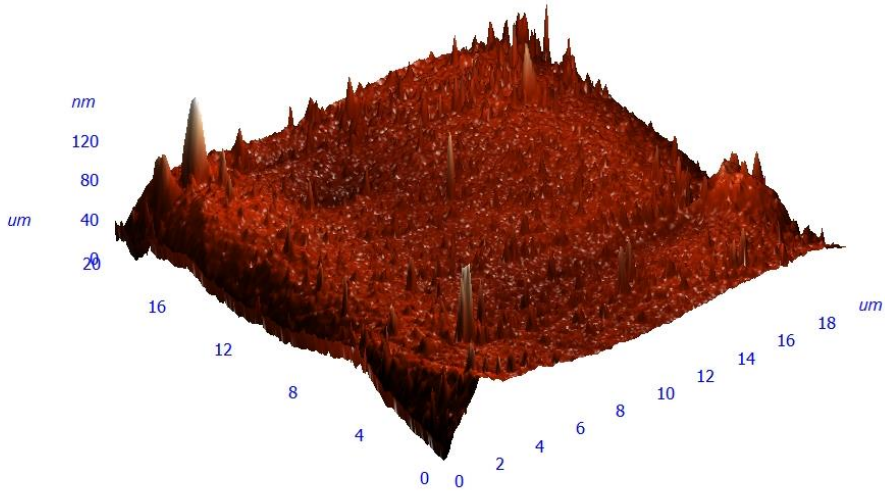
Şekil 4-7: Titanol Cosmetic 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.

Titanol Cosmetic 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin AFM görüntüsünde lokalize ve çok sayıda farklı yükseklikte tepe oluşumu vardır (Şekil 4-8). 40µm büyütmeye maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 1413.86 nm'dir.



Şekil 4-8: Titanol Cosmetic 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.

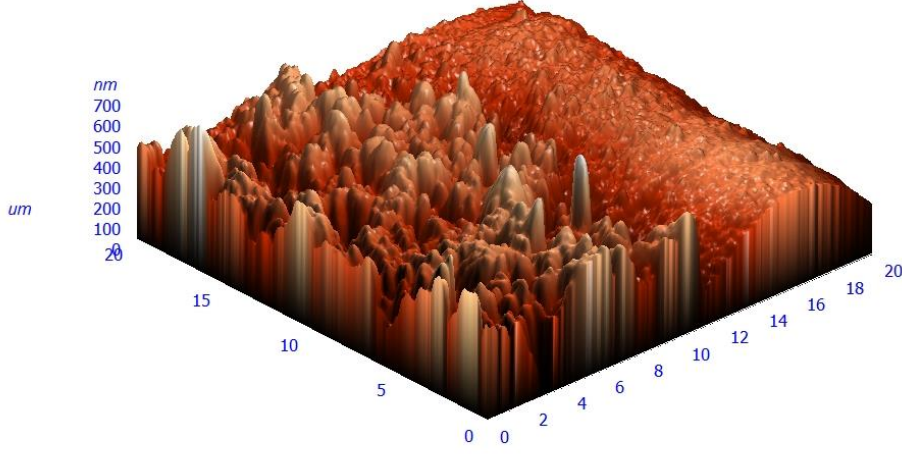
EverWhite 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsünde düz bir alana yayılan lokalize tepelerin olduğu görülmektedir. 40µm büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 452.362 nm'dir.



Şekil 4-9: EverWhite 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.

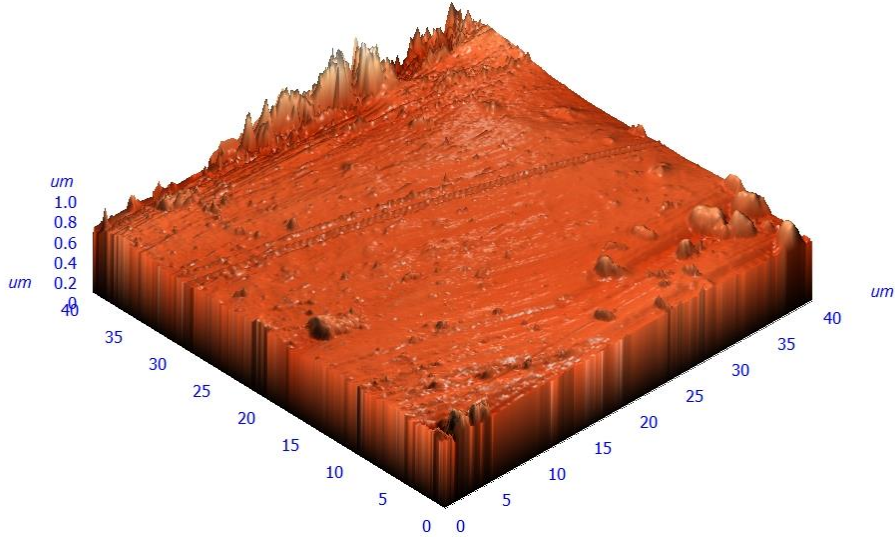
EverWhite 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin AFM görüntüsü taranan sahanın bir yarısında pürüzlülük oldukça azdır (Şekil 4-10). Bunun ark telinin o bölgede tamamen soyularak metalin açığa çıkmış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Diğer

yarıda ise pürüzlülüğün artış gösterdiği görülmektedir. 40 μ m büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 1631.72 nm'dir.



Şekil 4-10: EverWhite 0.016 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.

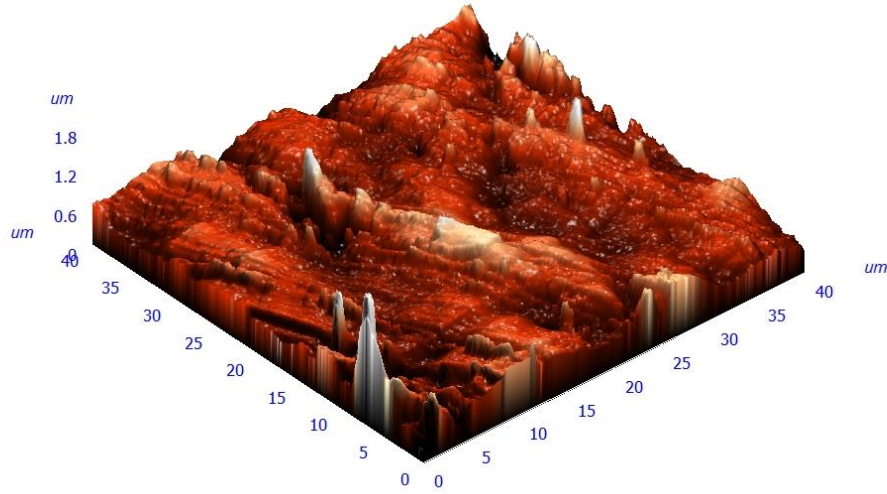
EverWhite 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsünde ortalama tepe yüksekliği 200 nm olarak ölçülmüştür. 40 μ m büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 899.66 nm'dir.



Şekil 4-11: EverWhite 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım öncesi AFM görüntüsü.

EverWhite 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsünde ortalama tepe yüksekliği 400nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-12).

EverWhite tellerin 40µm büyütmede maksimum tepe yüksekliklerinin ortalaması 1957.44 nm'dir.



Şekil 4-12: EverWhite 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu ark tellerinin klinik kullanım sonrası AFM görüntüsü.

4.2. *S. mutans* Kolonizasyonuna İlişkin Bulgular

In vitro oluşturulan kültür ortamında bekletilen tel örneklerindeki *S. mutans* kantitatif bakteri sayıları koloni oluşturan ünite (cfu) cinsinden hesaplanmıştır. Kontrol gruplarındaki *S. mutans* bakteri sayılarına ait istatistiksel veriler Tablo 4. 8'de gösterilmektedir.

Tablo 4. 8: Kullanılmamış tellerde *S. mutans* bakteri adezyonu ile ilgili istatistiksel verilerin karşılaştırılması (log10) (cfu/ml).

		Ortalama	Medyan	Std. Sapma	Min.	Maks.	p
<i>S. mutans</i> bakteri adezyon miktarı	0.016 PF (n=15)	3,93	3,95	0,50	3,21	4,49	0,015
	0.016 X 0.022 PF (n=15)	4,52	4,57	0,51	3,74	4,97	
	0.016 TC (n=15)	3,45	3,42	0,16	3,23	3,67	
	0.016 X 0.022 TC (n=15)	4,14	4,09	0,40	3,77	4,81	
	0.016 EW (n=15)	4,35	4,38	0,42	3,81	4,93	
	0.016 X 0.022 EW (n=15)	4,35	4,11	0,42	3,96	4,90	

*Kruskal Wallis Testi. *p<0,05

Kullanılmamış tellerin *S. mutans* bakteri adezyonu ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır. (p=0,015) Yapılan post hoc Bonferroni analizinde anlamlılığın 0.016 X 0.022 PF ile 0.016 TC arasındaki

farklılıktan kaynaklandığı tespit edilmiştir. 0.016 TC'deki değerler 0.016 X 0.022 PF'den anlamlı derecede düşüktür (p=0,016).

Hasta ağızında kullanılmış, ardından sterilize edilmiş tellerin *S. mutans* bakteri adezyon miktarının karşılaştırması Tablo 4. 9'da görülmektedir.

Tablo 4. 9: Kullanılmış tellerin *S. mutans* bakteri adezyonu ölçüm değerlerinin karşılaştırması (log10) (cfu/ml).

		Ortalama	Std. Sapma	Medyan	Min.	Maks.	p
S. mutans bakteri adezyon miktarı	0.016 PF (n=15)	3,77	0,44	3,57	3,04	4,41	0,002
	0.016 X 0.022 PF (n=15)	3,89	0,52	3,89	2,77	4,94	
	0.016 TC (n=15)	4,03	0,52	3,78	3,59	5,01	
	0.016 X 0.022 TC (n=15)	4,13	0,50	4,36	3,36	4,78	
	0.016 EW (n=15)	4,46	0,19	4,50	4,02	4,64	
	0.016 X 0.022 EW (n=15)	4,36	0,23	4,36	3,90	4,76	

*One way ANOVA testi.

Klinikte kullanılmış tellerin *S. mutans* bakteri adezyonu ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır (p=0,002). Yapılan post hoc Bonferroni analizinde anlamlılığın 0.016 PF ile 0.016 EW; 0.016 PF ile 0.016 X 0.022 EW ve 0.016 X 0.022 PF ile 0.016 EW arasındaki farklılıktan kaynaklandığı tespit edilmiştir. 0.016 PF'in değerleri 0.016 EW ve 0.016 X 0.022 EW 'den anlamlı derecede düşük ve yine 0.016 X 0.022 PF'in değerleri 0.016 EW'den anlamlı derecede düşük olarak tespit edilmiştir (sırasıyla p=0,005, p<0,025, p=0,025).

Kullanılmış her bir telin, kullanılmamış eş grubuyla olan karşılaştırması Tablo 4. 10'da gösterilmektedir.

Tablo 4. 10: *S. mutans* bakteri adezyon miktarının grup içi karşılaştırılması (log10) (cfu/ml).

	0.016 PF	0.016 X 0.022 PF	0.016 TC	0.016 X 0.022 TC	0.016 EW	0.016 X 0.022 EW
Kullanılmış teller	3,77±0,44	3,89±0,52	4,03±0,52	4,13±0,5	4,46±0,19	4,36±0,23
Kullanılmamış teller	3,93	4,52	3,45	4,14	4,35	4,35
p*	0,255	0,002	0,004	0,957	0,081	0,85

* One sample T testi.

PF marka 0.016 X 0.022 inç kesitli klinikte kullanılmış ve kullanılmamış tellerin *S. mutans* bakteri adezyon miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmış olup, kullanım sonrası bakteri adezyon miktarının daha düşük olduğu tespit edilmiştir (p=0,002).

TC marka 0.016 X 0.022 inç kesitli klinikte kullanılmış ve kullanılmamış tellerin *S. mutans* bakteri adezyon miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmış olup kullanılmış tellerdeki *S. mutans* değerleri daha yüksektir (p=0,004).

Klinikte kullanılmış 0.016 PF, 0.016 X 0.022 TC, 0.016 EW, 0.016 X 0.022 EW marka ve kesit boyutlu tellerin *S. mutans* bakteri adezyon miktarının klinikte kullanılmamış eş grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (sırasıyla p =0,957, p =0,081, p=0,85). Klinikte kullanılmış 0.016 inç kesitli tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ve *S. mutans* adezyonu değerlerine ilişkin istatistiksel veriler Tablo 4.11’de gösterilmektedir.

Klinikte kullanılmış 0.016 inç kesitli tellerin yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır (p=0,25).

Klinikte kullanılmış 0.016 inç kesitli tellerin *S. mutans* koloni sayımı ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır (p=0,002). Yapılan post hoc Bonferroni analizinde anlamlılığın 0.016 PF ile 0.016 EW arasındaki farklılıktan kaynaklandığı tespit edilmiş olup; 0.016 EW in değerleri 0.016 PF’ten anlamlı derecede yüksek olarak tespit edilmiştir (p=0,001).

Klinikte kullanılmış 0.016 x 0.022 inç kesitli tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ve *S. mutans* adezyonu değerlerine ilişkin istatistiksel veriler Tablo 4.12’de gösterilmektedir.

3 farklı markaya ait klinikte kullanılmış 0.016 x 0.022 inç kesitli tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. (p=0,617) Benzer şekilde bu tellerin *S. mutans* ölçüm değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (p=0,051). Sınırdan anlamsızlık saptanan bu sonuca göre yapılan post hoc Bonferroni analizinde 0.016 X 0.022 PF ile 0.016 X 0.022 EW arasında anlamlı farklılık saptanmış olup; 0.016 X 0.022 EW’ın değerlerinin 0.016 X 0.022 PF’den anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir (p=0,047).

Tablo 4. 11: Klinikte kullanılmış 0.016 inç kesitli tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ve *S. mutans* bakteri koloni oluşturan ünite değerlerinin karşılaştırılması (log10) (cfu/ml).

	0.016 PF (n=15)					0.016 TC (n=15)					0.016 EW (n=15)					p*	Post hoc p
	Ortalama	Std. Dv.	Medyan	Min.	Maks.	Ortalama	Std. Dv.	Medyan	Min.	Maks.	Ortalama	Std. Dv.	Medyan	Min.	Maks.		
Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra)	82,03	32,31	84,08	34,59	121,72	98,09	27,43	90,32	61,25	163,92	100,99	23,89	105,88	58,23	141,50	0,25	
<i>S. mutans</i> koloni sayımı (cfu)	3,77	0,44	3,57	3,04	4,41	4,03	0,52	3,78	3,59	5,01	4,46	0,19	4,50	4,02	4,64	0,002	1-5; 0,001

*One way ANOVA testi.

Tablo 4. 12: Klinikte kullanılmış 0.016 x 0.022 inç kesitli tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ve *S. mutans* bakteri adezyonu ölçüm değerlerinin karşılaştırılması (log10) (cfu/ml).

	0.016 X 0.022 PF (n=15)					0.016 X 0.022 TC (n=15)					0.016 X 0.022 EW (n=15)					p*	Post hoc p
	Ortalama	Std. Dv.	Medyan	Min.	Maks.	Ortalama	Std. Dv.	Medyan	Min.	Maks.	Ortalama	Std. Dv.	Medyan	Min.	Maks.		
Ortalama yüzey pürüzlülüğü Ra)	107,85	27,68	112,42	50,08	135,94	113,27	31,34	102,51	82,36	179,70	102,32	16,30	106,79	71,74	123,84	0,617	
<i>S. mutans</i> koloni sayımı (cfu)	3,89	0,52	3,89	2,77	4,94	4,13	0,50	4,36	3,36	4,78	4,36	0,23	4,36	3,90	4,76	0,051	2-6; 0,047

*One way ANOVA testi.

Klinikte kullanılmış ark tellerindeki ortalama yzzey pürzrlölüğü ve *S. mutans* adezyonu arasında doğrusal bir ilişki olup olmadığını değerlendirebilmek için Pearson korelasyon analizi yapılmıştır (Tablo 4.14).

Tablo 4.14: Ortalama yzzey pürzrlölüğü ve *S. mutans* adezyonu arasındaki ilişkinin istatistiksel analizi.

Gruplar		Ortalama yzzey pürzrlölüğü & <i>S. mutans</i> adezyonu
0.016 PF (n=15)	r	-,021
	p	,952
0.016 X 0.022 PF (n=15)	r	-,326
	p	,327
0.016 TC (n=15)	r	,025
	p	,943
0.016 X 0.022 TC (n=15)	r	-,471
	p	,144
0.016 EW (n=15)	r	,150
	p	,659
0.016 X 0.022 EW (n=15)	r	-,046
	p	,893

*Pearson korelasyon testi

Ortalama yzzey pürzrlölüğü ile mikrobiyolojik ölçüm sonuçları arasında yapılan korelasyon analizi sonucunda hiçbir grupta anlamlı bir korelasyon saptanmamıştır.

4.3. Renk Değişimi Ölçümüne İlişkin Bulgular

0.016 x 0.022 inç boyutunda kesite sahip estetik ark tellerinin rengi hasta ağzında kullanılmadan önce (T0) ve hasta ağzında 28 gün kullanıldıktan sonra (T1) spektrofotometre cihazı kullanılarak ölçülmüştür ve ΔE değerleri hesaplanmıştır (Tablo 4.13). Renk değişiminin klinik olarak fark edilebilirliğini belirleyebilmek için ΔE değerleri NBS birimlerine dönüştürülmüştür (Tablo 4.14). Her 3 markanın 0.016 X 0.022 inç kesit boyutlu tellerinin klinik kullanım sonrası renk ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p=0,203$).

NBS değerlerine göre TC ve EW tellerde klinik olarak fark edilebilir bir renk değişimi görölürken, PF tellerde oldukça belirgin bir renk değişimi gözlenmiştir. O'Brien tarafından bildirilen klinik renk eşlemesine göre tüm gruplarda elde edilen ΔE değerleri klinik olarak "fark edilebilir düzeyde" olarak sınıflandırılabilir.

Tablo 4.13: 0.016 x 0.022 inç kesitli ark tellerinin renk farkı (ΔE) değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi.

	0.016 X 0.022 PF (n=15)					0.016 X 0.022 TC (n=15)					0.016 X 0.022 EW (n=15)					p
	Ort.	Std. Dv.	Medyan	Min.	Maks.	Ort.	Std. Dv.	Medyan	Min.	Maks.	Ort.	Std. Dv.	Medyan	Min.	Maks.	
ΔE	9,56	0,92	9,25	8,04	10,79	5,78	8,62	2,93	1,24	31,33	6,35	2,54	5,20	4,64	12,08	0,203

*One way ANOVA testi

Tablo 4.14: ΔE değerlerinin NBS değerlerine dönüştürülmesi.

	ΔE Değerleri	NBS Değerleri
0.016 X 0.022 PF (n=15)	9,56 \pm 0,92	8,79 \pm 0,84
0.016 X 0.022 TC (n=15)	5,78 \pm 8,62	5,31 \pm 7,9
0.016 X 0.022 EW (n=15)	6,35 \pm 2,54	5,84 \pm 2,3
NBS birimi = $\Delta E \times 0.92$ olarak belirlenmiştir.		

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamız Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na ortodontik tedavi için başvurmuş daimi dişlenme döneminde olan 45 birey üzerinde yürütülmüştür. Çalışmamızda 0.016 inç ve 0.016 x 0.022 inç kesit boyutlu PTFE kaplı ark telleri kullanılmıştır: EverWhite (American Orthodontics), Titanol Cosmetic (Forestadent), Proflex (G&H Orthodontics). Klinik kullanım sonrası tellerde oluşan yüzey pürüzlülüğünün bakteri adezyonu ile korelasyonu ve PTFE kaplamada oluşan renk değişimi değerlendirilmiştir.

Birçok çalışmada ağızda kullanılan materyallerin PTFE ile kaplanmasının bakteri adezyonunu azalttığı rapor edilmiştir [154-156]. Bununla birlikte, braketerler üzerindeki PTFE kaplamasının yüksek makaslama kuvvetlerine maruz kalan ağız ortamında uzun süre stabil olmadığı bulunmuştur. Helleman ve ark.'na göre, metal nesnelerin PTFE ile kaplanması materyal yüzeyinde mikro-baskı oluşmasına neden olmaktadır ve bu durumda klinisyen yüzey pürüzlülüğünün bakteri adezyonunu arttırılabileceğini kabul etmelidir [119]. Bunu örnekler nitelikteki bazı çalışmalarda proteinlerin PTFE kaplamaya hızlı ve geri dönüşümsüz olarak yapıştığı bildirilmiştir [157, 158].

Öte yandan Berry ve ark.'nın yaptığı klinik araştırma, PTFE kaplamaların kullanımının tıbbi cihazlarda bakteri adezyonunu azalttığını göstermiştir [154]. Şimdiye kadar, PTFE, ortodonti alanında, ark teli ve braket slotu arasındaki sürtünme direncini ve biyofilm oluşumunu azaltmak için bir anti-adherent kaplama olarak kullanılmıştır [23, 159, 160].

Demling ve ark.'nın yaptığı çalışmaya göre paslanmaz çelik braketerlerin PTFE ile kaplanması uzun dönemde *in-vivo* biyofilm oluşumunu en aza indirmektedir [155].

Literatürdeki mevcut çalışmalar ele alındığında, PTFE'nin biyofilm oluşumuna katkısı konusunda fikir birliği sağlanamadığı görülmektedir. Ortodonti alanında, ark teli üstünde PTFE kullanıldığında, kaplama materyalinde kimi zaman yapısal bütünlüğün

linik kullanım sonrası korunamadığı gözlenmektedir. Soyulan materyalin altından çoğu kez kor yapı açığa çıkmakta ve yamalı görüntü oluşmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda PTFE materyalinin incelenmesi uygun görülmüştür.

Kim ve ark., konvansiyonel metalik tellere ve estetik ark tellerine *S.mutans* adezyonunun tellerin yüzey karakteristiği ile ilişkisini *in vitro* koşullarda karşılaştırmışlardır. NiTi tellerde *S. mutans* adezyonu anlamlı derece yüksek bulunmuştur. NiTi tellerin estetik materyallerle kaplanmasının *S.mutans* adezyonunu azaltabildiği bulunmuştur [10]. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda *S. mutans* adezyonunu *in vitro* değerlendirmek üzere paslanmaz çelik teller yerine ortodontik tedavinin başlangıç seviyeleme aşamasında kullanılan PTFE kaplı NiTi teller kullanılmıştır.

Kullanılan ortodontik aygıtın tipi ve maloklüzyon şiddeti, dişlerin seviyelenmesi sırasında ark telindeki kaplamanın soyulmasını, yüzey pürüzlülük miktarını ve plak birikimi nedeniyle tellerde oluşan renk değişimini etkileyebileceğinden hafif şiddette (3 mm'den az) çapraşıklığı olan bireyler çalışmaya dahil edilmiştir.

Literatür incelemesi sonucunda, ortodontik ark tellerinin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için yüzey profilometresi, atomik kuvvet mikroskobu ve lazer spektroskopisi gibi çeşitli cihazların kullanıldığı görülmüştür [17, 25, 40, 61].

Bourauel ve ark., bu üç tekniği kullanarak farklı tellerin yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırdıkları çalışmalarında her üç yöntem arasında da yüksek benzerlik bulunduğunu belirtmişlerdir [67].

Chang ve ark., SimpliClear ve konvansiyonel NiTi ark tellerini kaydırma ve sürtünme özellikleri açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında aşınma ve yüzey pürüzlülüğü ölçümü için Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM) ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope-AFM) kullanmışlardır [1].

AFM cihazı, yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilebilmesi için kantitatif değerler verebilmesi, ilave hazırlama işlemleri (metalleşme) gerektirmemesi ve uzaydaki 3D görüntülerin üretiminde yüksek çözünürlüğe sahip olması gibi birçok avantaja sahiptir. Her ne kadar, tarama hızının yavaş olması ve tarama alanının küçük olması nedeniyle numunenin tamının analizinin mümkün olmaması önemli dezavantajı olsa da, yapılan çalışmalarda AFM cihazı, ark teli materyallerinin yüzey kalitesinin değerlendirilmesi için güvenilir bir teknik olarak kabul edilmektedir [161, 162].

Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ölçümü için AFM cihazı (Marka: NT-MDT Model:Ntegra-Solaris) kullanılmıştır ve semi-kontak mod ile çalışılmıştır.

Ancak AFM cihazının yukarıda sayılan dezavantajlarından dolayı ark tellerinin yüzey pürüzlülüğü ölçümü için sadece bir yönteme güvenmenin sakıncalı olabileceği düşünülmüştür. Yüzey pürüzlülük ölçümü ile elde edilen bulguların mikrobiyoloji bulgularıyla kıyaslanmasıyla, daha doğru sonuçların elde edilmesi hedeflenmiştir. AFM cihazının probuna yerleştirilebilmesi için, örnekler ark tellerinin kavisli olan anterior kısımları yerine düze yakın olan uç kısımlarından 5 mm kesilerek ve yüzey kaplamasının bütünlüğünü koruduğu alanlar gözetilerek hazırlanmıştır. Tarama 20 x 20 µm alanda yapılmıştır.

Mine demineralizasyonu ve ortodontik aygıtların etrafında oluşan beyaz nokta lezyonları ortodontik tedavinin yaygın olarak görülen yan etkilerindendir. Sabit ortodontik aygıtların morfolojik düzensizlikler nedeniyle mikroorganizma kolonizasyonunu arttırdığı ve beyaz nokta lezyonları için risk oluşturduğu pek çok çalışmada bildirilmiştir [85, 92, 114, 163-166].

Lee ve ark.nın yaptığı çalışmaya göre ortodontik materyallere *S.mutans* yapışması, ortodontik tedavi sırasında mine demineralizasyon patogeneğinde önemli bir faktör olarak kabul edilmiştir [111]. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda *S.mutans* bakterisi üzerinde çalışılmıştır .

Çıplak insan gözüyle küçük renk değişikliklerinin ayırt edilmesi oldukça zordur. Ortodontik tellerin küçük geometrisi (şekil ve boyut) nedeniyle estetik tellerin renk stabilitesi üzerinde sadece birkaç deneysel çalışma mevcuttur.

Enstrümantal ölçümler görsel renk karşılaştırmasının öznel yorumunu ortadan kaldırdığından, renk ölçümünde görsel değerlendirme yerine spektrofotometreler ve kolorimetreler kullanılmaktadır. Ancak geçerli bir ölçüm için cihazın ölçüm ucuna uygun genişlikte ve düz bir alan gerekmektedir. Bu nedenle çalışmamızda renk ölçümü sadece 0.016 X 0.022 inç köşeli ark tellerinde yapılmıştır ve Inami ve ark.'nın GFRP ark tellerinin renk değişimini ölçmek için oluşturdukları renk ölçüm düzeneği referans alınarak bir ölçüm düzeneği geliştirilmiştir [148]. Hazırlanan PTFE kaplı tel numuneleri üzerinde kolorimetrik ölçümler yapılmıştır.

Ulhaq ve ark., estetik tellerin renk ölçümü için tek refleksi ve objektifli dijital kameralardan alınan kalibre edilmiş görüntülerini, dental materyallerin yüzey rengini ölçmek için CIE L*a*b* renk sistemi ile birlikte kullanmışlardır [167]. CIE L*a*b* renk sistemi günümüzde en popüler ve yaygın olarak kullanılan renk ölçüm sistemlerinden biridir, küçük renk farklılıklarının belirlenmesi için uygundur. 3 boyutludur ve renk ölçümlerinin alan içerisinde çizilmesine izin vermektedir; 2 nokta arasındaki Euclidean mesafesi renk farkını vermektedir. Bu nedenlerden dolayı bizim çalışmamızda da renk değişiklikleri CIE L*a*b* renk sistemi kullanarak karakterize edilmiştir.

5.2. Yüzey Pürüzlülüğü ve *S. mutans* Adezyon Miktarı ile İlgili Bulguların

Tartışılması

Kusy ve ark., kaplı ark tellerinin çiğneme ve enzim aktivasyonu nedeniyle rutin olarak hasar gördüğünü rapor etmişlerdir [9].

Taha ve ark., 3 farklı marka (Ortho Organizers (Sao Marcos, Calif, ABD)), Forestadent (Pforzheim, Almanya), TP Orthodontics (Laporte, Ind., ABD)) köşeli kesitli NiTi estetik ark tellerinde *in vitro* koşullarda biyofilm oluşumunu değerlendirmişlerdir. 4 ve 8 haftalık klinik kullanımdan sonra tellerdeki *in vivo* biyofilm oluşumundan elde edilen bulguları bu tellerin yüzey pürüzlülüğü ile ilişkilendirmişlerdir. Tüm zaman aralıklarında intraoral kullanım sonrası yüzey pürüzlülüğü ve biyofilm adezyonu artmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ve biyofilm adezyonu arasında *in vivo* pozitif korelasyon görülmüştür [6]. Bizim çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ve biyofilm adezyonu arasında korelasyon bulunmamıştır. Bunun ark telindeki kaplamanın tamamen soyulduğu örneklerde açığa çıkan metale tutunan bakteri sayısının daha az olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Birçok yazar, kaplı ark tellerinin intraoral kullanım sonrasında yüzey özelliklerinde belirgin bir artış olduğunu ve renk stabilitesinde azalma olduğunu bildirmişlerdir [2, 21, 40]. Wichelhaus ve ark., konfokal lazer tarama mikroskobu kullanarak yaptıkları çalışmalarında ark tellerini ağızda 4 hafta kullandıktan sonra tellerin yüzey pürüzlülüğünde bir artış olduğunu bildirmişlerdir. Yazarlar bu durumu diş fırçalamanın aşındırıcı etkisi ve ark telleri ile braketler arasındaki etkileşim ile açıklamışlardır [22].

Elyayan ve ark., hasta ağızında kullanılmış yüzeyi epoksi kaplı NiTi ark tellerinin (G&H Wire Company, Greenwood, Indiana, ABD) yüzey pürüzlülüğünün hasta ağızında kullanıldıktan sonra arttığını belirtmişlerdir. Ağızda 33 gün kullanıldıktan sonra yansıtıcı ışık görüntüleri (optik mikroskop) ve SEM görüntülerinde ark tellerinin yüzey pürüzlülüğü artmıştır, tellerde delaminasyon, renk değişikliği ve çatlaklar olduğu görülmüştür. Kantitatif analiz yardımıyla, kaplamanın %25'inin kaybolduğu ve altındaki metalik yüzeyin açığa çıktığı tespit edilmiştir [7]. Çalışmamızın bulguları bu çalışmalarını desteklemektedir.

Klinik kullanım sonrası görsel değerlendirmede tüm gruplarda ark telinin brakete bağlandığı alanlarda soyulmanın daha az olduğu görülmüştür. Çalışmamızda AFM cihazı ile yapılan yüzey pürüzlülük ölçümlerinde ark tellerinin klinik kullanımı sonrasında yüzey pürüzlülüğü parametresinin (Ra) grupların tamamında klinikte kullanılmamış eş gruplarına göre arttığı görülmüştür.

Çalışmamızda tüm gruplarda Ra değeri klinik kullanım sonrası 0,2 µm'nin üzerinde bulunmuştur. Quirynen ve ark. tarafından yapılan kapsamlı araştırmalar, yüzey pürüzlülüğünün Ra = 0,2 µm'nin üzerindeki değerlerinin, intraoral biyofilm oluşumu üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermiştir [157, 168]. Termodinamik kurallara yüksek serbest yüzey enerjisi (Free Surface Energy-SFE)'ne sahip bir materyal, düşük SFE'ye göre yüzeye daha fazla bakteri yapışmasına neden olmaktadır [169].

Bradley ve ark.'nın yaptığı çalışmada EverWhite (American Orthodontics, Sheboygan, ABD) tellerde % 44.3 (SD 11.60) kaplama kaybı görülürken diğer ark tellerinde %26.4 (SD 13.94) kayıp olduğu görülmüştür [152]. Çalışmamızda da Ra değerleri klinik kullanım sonrası kullanılmamış eş grubuna göre en fazla 0.016 inç kesit boyutlu EW tellerde artmıştır.

Her grubun 0.016 inç kesit boyutlu telleri karşılaştırıldığında, ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. (p=0,25) Ancak bu tellerin mikrobiyoloji ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır (p=0,002). 0.016 inç EW tellerde ölçülen değerler 0.016 inç kesit boyutlu PF ark tellerinden anlamlı derecede yüksek olarak tespit edilmiştir (p=0,001). Yüzey pürüzlülüğü ve mikrobiyolojik ölçümlerdeki bu farklılığın yuvarlak

tellerin çapının küçük olmasından kaynaklandığı dnlmstr. AFM cihazı ile ark telinin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için 20 x 20 m bir alan taranmıştır. Tarama alanının küçük olması nedeniyle AFM cihazıyla ark telinin tüm yüzey topoğrafiyasının taranması mümkün değildir. Çalışmamızın sonuçlarından yola çıkararak ark tellerinin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirebilmek için tek başına AFM cihazının yeterli olmayacağı düşünülmektedir.

nceki çalışmalarda yüzey pürüzlülüğündeki küçük varyasyonların bakteriyel adezyon üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı bildirilmiştir. Ayrıca, dental materyallerinin bakteri tutma kapasitesini etkileyen SYE ve fizikokimyasal özellikler gibi faktörler de mevcuttur. Bizim *in vitro* sonuçlarımızla uyumlu olarak, diğer çalışmalarda da ortodontik materyallerde yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.

Chun ve ark.'nın yaptığı çalışmada, paslanmaz elik tellerin fotokatalitik titanyum dioksit ile kaplanmasıyla yüzey modifikasyonu sağlanmıştır. Bu şekilde tellerin antiadherent ve antibakteriyel özelliklerini arttırmayı amaçlamışlardır [170].

0.016X0.022 inç kesit boyutlu PF ve EW marka tellerinin *S. mutans* lm değerleri arasında anlamlı bir farklılık saptanmış olup; EW değerleri PF'den anlamlı derecede yüksek olarak tespit edilmiştir ($p=0,047$). Kullanılan materyaller, ark telinin kaplanması, üretici firma ve üretim tekniği ortodontik tellerinin yüzey özelliklerini etkileyen faktörlerdendir [25]. Yapılan çalışmalarda ortodontik tellerinin üretim sürecinin, tellerinin yüzey özelliklerini önemli lde etkilediği belirtilmiştir. Aynı firmaya ait aynı gruptaki tellerinin yüzey pürüzlülüğünün hemen hemen aynı olduğu gösterilmiştir. Kaplı tellerinin soyulmuş alanlarının yüzey pürüzlülüğündeki farklılıklar, bazı yüzey işlemlerine veya kaplama malzemesinin özellikleri ve bileşimi nedeniyle ısıl işlem uygulanmasından kaynaklanmaktadır. Çalışmamızda tüm gruplarda kaplama materyali aynı olmasına rağmen ağızda kullanım sonrasında farklı yüzey özellikleri sergilemesinin üretim süreciyle ilgili farklılıklardan kaynaklandığı dnlmştir [72].

Mikroskobik olarak gözlenen düzensiz yüzeyler, kalan kaplama tabakasının bazı bölgeleri ve bazı metalik alanlar, yüzey defektlerine ve plak birikimine yol açmaktadır. Bazı yazarlara göre, defektli alanda ark telinin braket kenarlarında sıkışması nedeniyle diş hareketleri etkilenebilmektedir [8, 9, 171]. Çalışmamızda hiçbir grup ağızda

kullanım sonrası tüm kaplama tabakasını muhafaza etmemiş ve klinikte kullanılmamış tellerle benzer bir yüzey pürüzlülüğü sergilememiştir.

Kaplamanın uygulama süreci ve kaplama kalınlığını karşılayabilmek için telin NiTi bileşeninin daha küçük olabilmesi, kaplı ark tellerinin gösterdikleri uniform olmayan soyulmayı açıklayabilir [172]. Çalışmamızda kullanılan kaplama kalınlığı bilinmemektedir ve firmalar standart kesit boyutlu ark telleri ürettiklerini öne sürmektedir. Kesit boyutu kontrolü ve kaplama kalınlığı ayrıca ele alınabilir. Üretici firmaların öne sürdükleri iddialar, materyallerin klinik performansına dayandırılarak ortaya konulmalıdır. Böylece klinisyenler kanıta dayalı veriler üzerinden materyal seçimlerini gerçekleştirebilirler.

Da Silva ve ark., dört farklı marka köşeli estetik ark telinin hasta ağızında 21 gün kullanıldıktan sonra kaplama kalınlığını, yüzey özelliklerini ve kaplama stabilitesini konvansiyonel NiTi ve paslanmaz çelik tellerle karşılaştırmışlardır [11]. Kaplamanın stabil olmaması nedeniyle kaplı ark tellerinde estetik değerin düşük olduğunu belirtmişlerdir. Hasta ağızında kullanılmayan tellerle karşılaştırıldığında (konvansiyonel paslanmaz çelik ve NiTi teller) ark telleri üzerinde kalan kaplamada daha fazla bozulma ve yüzey pürüzlülüğü görülmüştür. Çalışmanın bulguları bizim çalışmamızla uyumludur. Bu çalışmada kaplı tellerin kaplama stabilitesi ve yüzey kalitesinin değerlendirilmesinde ağızda 21 günlük kullanımın önemli bir rol oynadığı ve daha uzun süreli klinik çalışmaların da yapılması gerektiği belirtilmiştir. Ortodontik tedavi süresi göz önüne alındığında, bu çalışmada kullanılan estetik ark tellerinin hiçbiri klinik kullanım için ideal özellikler sunmamıştır [17]. Bizim çalışmamızda kullanım süresi 28 gün olarak belirlenmiştir. Literatürde bulgularımızı karşılaştırabileceğimiz klinik çalışma sayısı yetersizdir. Bu nedenle, ticari olarak temin edilebilen ve halihazırda kullanılan kaplı ark tellerinin yüzey özelliklerinin daha fazla çalışmayla araştırılması ve detaylı olarak ele alınması gerekliliği açıktır.

5.3. Renk Değişimi ile İlgili Bulguların Tartışılması

Ortodontik aygıtların görsel olarak algılanabilen veya klinik olarak kabul edilebilir olan eşik seviyeleri üzerindeki renk farklılıklarını ele alan çok sayıda çalışma bulunmaktadır ve bu eşik seviyeleri çeşitli standartlar kullanılarak değerlendirilmiştir [2, 19, 142, 144, 146, 173].

Literatür incelendiğinde estetik ark tellerinin renk değişimini inceleyen çalışma sayısı oldukça azdır ve bu çalışmalar çoğunlukla *in vitro* koşullarda yapılmıştır [2, 148].

Birçok araştırmacı renk farklılıklarının “algılanabilirliğini” değerlendirmek için ΔE^* değerlerini kullanmıştır [153, 174-176]. Bununla birlikte, her bir araştırmacının benimsediği algı ölçütlerinin farklı olması dikkat çekicidir. Kullanılan kriterlerdeki bu farklılıklar ve anlaşmazlıklar karşısında, NBS derecelendirme sistemi, renk farkının derecesini belirlemek için sıklıkla kullanılmaktadır, çünkü ΔE^* değerlerinin klinik anlamlılıkta tanımlara dönüştürülebileceği mutlak ölçütler sunmaktadır [153]. Sonuç olarak çalışmamızda, PTFE kaplı tellerde oluşan renk değişimi iki değerlendirme birimine (ΔE^* ve NBS) göre ele alınmıştır.

Örneğin, Faltermeier ve ark., ultraviyole ışığına ve 74 saat boyunca gıda boyalarına maruz bırakıldıktan sonra dört farklı polimer braketin renk stabilitesini değerlendirmiştir. Yazarlar, görsel olarak algılanabilen ve klinik olarak kabul edilemeyen renk farklılıklarına sahip ΔE değeri için eşik seviyesini 3.3 olarak bildirmişlerdir [147]. Polioksimetilenden oluşan yeni geliştirilen plastik braketlerin uzun vadede klinik olarak kabul edilemeyecek renk stabilitesine sahip olabileceğini bildirmişlerdir. Bazı araştırmacılara göre ise, 3.7'nin altındaki ΔE değerleri görsel olarak fark edilmemektedir ve klinik olarak kabul edilebilir düzeyde uyumlu kabul edilmektedir [142, 146].

Douglas ve ark., diş hekimlerinin % 50'sinin renk farkını algılayabileceği öngörülen değerin 2.6 ± 3 birim olduğunu bildirmiştir [177]. Bizim çalışmamızda PTFE kaplı teller için elde edilen ΔE değerleri TC teller için 5,78, EW teller için 6,35, PF teller için ise 9,56 olarak ölçülmüştür. ΔE değerlerine göre ortodontik aygıtların renk değişimlerinin değerlendirilmesi henüz açık bir şekilde tanımlanmamış olsa da çalışmamızdaki PTFE ark telleri için ΔE değerlerinin yüksek olması, ortodontik tedavi sırasında PTFE ark tellerinde ciddi bir renk değişimi meydana geldiğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda PTFE ark tellerindeki renk değişiminin derecesi ΔE değerleri kullanılarak klinik anlamlı tanımları olan NBS birimleriyle ifade edilmiştir. Renk farklılıklarının kritik seviyelerine göre NBS değeri TC tellerde 5,3, EW tellerde 5,84'tür ve bu ‘fark edilebilir renk değişimi’ olarak tanımlanmaktadır. PF tellerde NBS değeri 8,79'dur ve ‘oldukça belirgin renk değişimi’ olarak tanımlanmaktadır.

Bulgularımıza göre, klinikte kullanılmayan teller ile 4 haftalık klinik kullanımdan sonrası teller karşılaştırıldığında, tüm ark tellerinde renk açısından önemli bir farklılık olduğu ve bunun fark edilebilir düzeyde olduğu görülmüştür. Kademeli renk değişimi hastalar tarafından fark edilmeyebilir. Bu nedenle hastalara çeşitli sorular yönelterek değişimin sorgulandığı anket çalışmalarından farklı olarak, elde edilen değişim spektrofotometre cihazıyla ölçülmüştür. Tellerde meydana gelen renk farklılığı, estetik beklentisi yüksek hastalarda şüphesiz istenmeyen bir durumdur.

Da Silva ve ark.'nın *in vitro* koşullarda yaptığı bir çalışmada, ark telleri, 21 günlük bir süre boyunca damıtılmış su ve öğütülmüş kahve boyama çözeltisine daldırılmıştır. Altı farklı tel değerlendirilmiştir: Estetik Flexy Superelastic, 0.018 X 0.025 in NiTi (Orthometric, Haidian, Beijing, Çin); Aesthetic Shiny Bright, 0.018 X 0.025 inç paslanmaz çelik (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, ABD); Tooth Tone, 0,018 X 0,024 inç SS (Ortho Organizers, Sao Marcos, ABD); Aesthetic NiTi, 0.017 X 0.025-in NiTi (Tecnident; Sao Carlos, Sao Paulo, Brezilya); Optis, 0.018 inç fiber takviyeli (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, ABD); ve 0.018 X 0.024 inç NiTi (Trianeiro; Rio Claro, Sao Paulo, Brezilya). Tellerle ilgili 1.88 ila 12.06 birim arasında renk değişimi değerleri kaydedilmiştir. En fazla değişim kaydedilen kaplı TP Aesthetic ve Tooth Tone ark tellerinde 21 günlük süre sonunda, sırasıyla ortalama 3.40 ve 2.80 birim renk değişikliği görülmüştür [2]. Bu değerler, bizim çalışmamızda kullanılan ark tellerinde oluşan renk değişikliklerinden daha azdır. Bu durum, daha uzun klinik kullanımla beraber kaplama materyalinin yüzeyden daha fazla ayrılmasıyla ve metal yüzeyin daha fazla açığa çıkması ile açıklanabilir.

Çalışmamızda ortodontik tedavi sırasında estetik ark tellerinde oluşan değişikliklerin *S. mutans* adezyonuna etkisi değerlendirilmiştir. Bakteri adezyon miktarını potansiyel olarak değiştirebilecek tükürük kaplamasının etkisi bu çalışmaya dahil edilmemiştir.

Ark telleri ağıza yerleştirildiğinde ve uzaklaştırıldığında plak indeksi, sondalamada kanama, cep derinliği gibi periodontal parametrelerin ölçülmemesi bu çalışmanın limitasyonlarından. Ek olarak hastaların yeme ve günlük oral hijyen alışkanlıklarının standart olmaması da çalışmanın kısıtlamaları arasında değerlendirilebilir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında üç farklı üretici firmaya ait teflon kaplı estetik ark tellerinin ağızda 28 gün kullanım sonrası yüzey pürüzlülüğü, mikrobiyal plak tutulumu ve renk değişimi *in vitro* koşullarda incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar aşağıda sıralanmıştır:

1. Hasta ağızında kullanılmamış tellerin yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır.
2. Hasta ağızında kullanılmış tellerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri kullanılmamış tellerden daha yüksektir.
3. Hasta ağızında kullanılmamış tellerin *S. mutans* bakteri adezyonu ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır.
4. Her üç grubun 0.016X0.022 inç tellerinin renk ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.
5. TC ve EW tellerde klinik olarak fark edilebilir bir renk değişimi görülürken, PF tellerde oldukça belirgin bir renk değişimi gözlenmiştir.
6. Ortalama yüzey pürüzlülüğü ile mikrobiyolojik ölçüm değerleri arasında yapılan korelasyon analizi sonucunda hiçbir grupta anlamlı bir korelasyon saptanmamıştır.

Sonuç olarak bu çalışma ile kliniğimizde sıklıkla kullanılan estetik ark tellerinin yüzey pürüzlülüğü, mikrobiyal plak tutulumu ve renk değişimi konusunda bilgi edinilmesi amaçlanmıştır. Çalışma sonuçlarımızdan yola çıkarak ticari olarak mevcut estetik teller konusunda literatürün geliştirilmesi ve ideal estetik ark tellerini üretebilmek için materyallerin geliştirilmesi ve bu bağlamda daha fazla klinik çalışma yapılması gerekmektedir. Bu çalışmadan çıkarılan sonuca göre, estetik teller klinik kullanım sonrası yüzey bütünlüğünü koruyamamaktadır. Ayrıca tellerdeki *S. mutans* adezyon miktarı artmaktadır ve renklenme meydana gelmektedir.

Braket üretimindeki büyük gelişmelere rağmen, estetik tel seçenekleri arasında bu hızda klinisyenlere sunulan yeni materyaller yoktur. Kaplama dayanıklılığı yeterli olmamasına rağmen, kaplı teller piyasaya sürülmekte ve klinik uygulamalarda

kullanılmaktadır. Ortodontistler, ağız ortamına maruz kalmanın, estetik ark tellerinin performansını önemli ölçüde etkilediğinin farkında olmalıdırlar. Estetik ark tellerinde meydana gelen yüzey pürüzlülüğü ile mekanik özelliklerin test edilmesi ileride yapılacak çalışmaların konusu olabilir. Kullanım sonrası yüzey özelliklerinin değişmeyeceği şekilde kaplama materyalleri güçlendirilmelidir. Bunun yanı sıra kaplama tabakasının altında bulunan kor materyalinin antibakteriyel salınım yapacak şekilde geliştirilmesi düşünülebilir.



KAYNAKLAR

1. Chng, C.K., Foong K., Gandedkar NH., Yonk Huak Chan, Chong-Lin Chew *A new esthetic fiber-reinforced polymer composite resin archwire: a comparative atomic force microscope (AFM) and field-emission scanning electron microscope (FESEM) study*. Progress in orthodontics, 2014. 15(1): p. 39.
2. da Silva, D.L., Mattos CT., de Araújo MVA, *Color stability and fluorescence of different orthodontic esthetic archwires*. The Angle Orthodontist, 2012. 83(1): p. 127-132.
3. Jeremiah H., Bister D., Newton J., *Social perceptions of adults wearing orthodontic appliances: a cross-sectional study*. The European Journal of Orthodontics, 2010. 33(5): p. 476-482.
4. Bishara, S.E. and Fehr D.E.. *Ceramic brackets: something old, something new, a review*. in *Seminars in orthodontics*. 1997. Elsevier.
5. Burstone, C.J., Liebler S.A., and Goldberg A.J., *Polyphenylene polymers as esthetic orthodontic archwires*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2011. 139(4): p. e391-e398.
6. Taha, M., A. El-Fallal, and Degla H., *In vitro and in vivo biofilm adhesion to esthetic coated arch wires and its correlation with surface roughness*. The Angle Orthodontist, 2015. 86(2): p. 285-291.
7. Elayyan, F., Silikas N., and Bearn D., *Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires*. The European Journal of Orthodontics, 2008. 30(6): p. 661-667.
8. Postlethwaite K., *Advances in fixed appliance design and use: 1. Brackets and archwires*. Dental update, 1992. 19(7): p. 276-8, 280.
9. Kusy, R.P., *A review of contemporary archwires: their properties and characteristics*. The Angle orthodontist, 1997. 67(3): p. 197-207.
10. Kim IH., Park. HS., Kim YK., Kim KH., Kwon TY., *Comparative short-term in vitro analysis of mutans streptococci adhesion on esthetic, nickel-titanium, and stainless-steel arch wires*. Angle Orthodontist, 2013. 84(4): p. 680-686.
11. da Silva D.L., Mattos CT., San'tAnna EF., *Cross-section dimensions and mechanical properties of esthetic orthodontic coated archwires*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2013. 143(4): p. 85-91.
12. Akın M., Ileri Z., and Aksakallı S., *Mechanical properties of different aesthetic archwires*. Turkish J Orthod, 2014. 27: p. 85-89.
13. Alavi S., Hosseini N., *Load-deflection and surface properties of coated and conventional superelastic orthodontic archwires in conventional and metal-insert ceramic brackets*. Dental research journal, 2012. 9(2): p. 133.
14. Argalji N., Silva EM., Saramago A.C., *Characterization and coating stability evaluation of nickel-titanium orthodontic esthetic wires: an in vivo study*. Brazilian oral research, 2017. 31.
15. Chang, JH., Berzins DW., Pruszyński JE., *The effect of water storage on the bending properties of esthetic, fiber-reinforced composite orthodontic archwires*. The Angle Orthodontist, 2013. 84(3): p. 417-423.

16. Choi S., Park DJ. Kim KA., Park KH., *In vitro sliding-driven morphological changes in representative esthetic NiTi archwire surfaces*. Microscopy research and technique, 2015. 78(10): p. 926-934.
17. da Silva D.L., Mattos C.T., Simão R.A., *Coating stability and surface characteristics of esthetic orthodontic coated archwires*. The Angle Orthodontist, 2013. 83(6): p. 994-1001.
18. Elayyan F., Silikas N., Bearn D., *Mechanical properties of coated superelastic archwires in conventional and self-ligating orthodontic brackets*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2010. 137(2): p. 213-217.
19. Faltermeier A., Behr M., Müßig D., *In vitro colour stability of aesthetic brackets*. The European Journal of Orthodontics, 2007. 29(4): p. 354-358.
20. Farronato G., Maijer R., Caria MP., *The effect of Teflon coating on the resistance to sliding of orthodontic archwires*. The European Journal of Orthodontics, 2011. 34(4): p. 410-417.
21. Rongo, R., Ametrano A., Gloria A., *Effects of intraoral aging on surface properties of coated nickel-titanium archwires*. Angle Orthodontist, 2013. 84(4): p. 665-672.
22. Wichelhaus, A., Geserick M., Hibst R., Sander F.G., *The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires*. Dental Materials, 2005. 21(10): p. 938-945.
23. Husmann, P., Baurauel C., Wessinger M., *The frictional behavior of coated guiding archwires*. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie, 2002. 63(3): p. 199-211.
24. Doshi U.H., Bhad-Patil W.A., *Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2011. 139(1): p. 74-79.
25. Rudge, P., Sherriff M., Bister D., *A comparison of roughness parameters and friction coefficients of aesthetic archwires*. European journal of orthodontics, 2014. 37(1): p. 49-55.
26. Neumann P., Bourauel C., Jäger A., *Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2002. 13(2): p. 141-147.
27. Washington B., Evans C.A., Viana G., *Contemporary esthetic nickel-titanium wires: Do they deliver the same forces?* The Angle Orthodontist, 2014. 85(1): p. 95-101.
28. Caniklioğlu C., Ö.Y., *Lingual Ortodonti ve Estetik*. Türk Ortodonti Dergisi, 2003. 16(3): p. 224-231.
29. Rongo, R., Valletta R., Bucci R., Riviaccio V., *In vitro biocompatibility of nickel-titanium esthetic orthodontic archwires*. The Angle Orthodontist, 2016. 86(5): p. 789-795.
30. Amasyali M., Uysal T., *Lingual ortodonti*. Cumhuriyet Dental Journal, 2009. 12(1): p. 67-77.
31. Russell J., *Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets*. Journal of Orthodontics, 2005. 32(2): p. 146-163.
32. de Pulido L.G., Powers J.M., *Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracket systems in vitro*. American journal of orthodontics, 1983. 83(2): p. 124-130.
33. Tosun Y., *Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri*. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi, 1999: p. 6-7.

34. Bazakidou E., Nanda R.S., Duncanson M.G., *Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1997. 112(2): p. 138-144.
35. Singh D.P., *Esthetic archwires in orthodontics: A review*. Journal of Oral Hygiene Health, 2016. 4: p. 194.
36. Iijima M., Muguruma T., Brantley W., Choe H.C., *Effect of coating on properties of esthetic orthodontic nickel-titanium wires*. The Angle orthodontist, 2011. 82(2): p. 319-325.
37. Imaia T., Watarib F., Yamagata S., Kobayashid M., *Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 1999. 116(5): p. 533-538.
38. Talass M., *Optiflex archwire treatment of a skeletal class III open bite*. Journal of clinical orthodontics: JCO, 1992. 26(4): p. 245.
39. Kusy R.P., *The future of orthodontic materials: the long-term view*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 1998. 113(1): p. 91-95.
40. Zegan G., A. Sodor, Munteanu C., *Surface characteristics of retrieved coated and nickel-titanium orthodontic archwires*. Rom J Morphol Embryol, 2012. 53(4): p. 935-939.
41. Kim Y., Cha J.Y., Hwang C.J., *Comparison of frictional forces between aesthetic orthodontic coated wires and self-ligation brackets*. The Korean Journal of Orthodontics, 2014. 44(4): p. 157-167.
42. Ramadan A., *Removing hepatitis C virus from polytetrafluoroethylene-coated orthodontic archwires and other dental instruments*. 2003.
43. Pietrabissa R., *Biomateriali per protesi e organi artificiali*. Patron Editore, Bologna, 1996.
44. Haryani, J. and R. Ranabhatt, *Contemporary esthetic orthodontic archwires—a review*. Journal of Dental Materials and Techniques, 2016. 5(3): p. 125-130.
45. Goldberg A., Burstone C., *The use of continuous fiber reinforcement in dentistry*. Dental materials, 1992. 8(3): p. 197-202.
46. Ballard R.W., Sarkar N.K., Irby M.C., *Three-point bending test comparison of fiber-reinforced composite archwires to nickel-titanium archwires*. ORTHODONTICS: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement, 2012. 13(1).
47. Zufall S.W., Kusy R.P., *Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding*. The Angle orthodontist, 2000. 70(1): p. 34-47.
48. Burstone C.J., Kuhlberg A.J., *Fiber-Reinforced Composites in Orthodontics-Applications of state-of-the-art polymers are illustrated*. Journal of Clinical Orthodontics, 2000. 34(5): p. 271-279.
49. Huang Z.M., Gopal R., Fujihara K., Ramakrishna S., *Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model*. Biomaterials, 2003. 24(17): p. 2941-2953.
50. Eliades T., *Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2007. 131(2): p. 253-262.
51. Krishnan V., Kumar K.J., *Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys*. The Angle Orthodontist, 2004. 74(6): p. 825-831.

52. Kusy R.P., Whitley J.Q., *Friction between different wire-bracket configurations and materials*. in *Seminars in orthodontics*. 1997. Elsevier.
53. Kusy, R.P., Whitley J.Q., Mayhew M.J., *Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy*. *The Angle Orthodontist*, 1988. 58(1): p. 33-45.
54. Tselepis M., Brockhurst P., West V.C., *The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1994. 106(2): p. 131-138.
55. Downing A., McCabe J., Gordon P., *A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires*. *British Journal of Orthodontics*, 1994. 21(4): p. 349-357.
56. Rossouw P.E., *Friction: an overview*. in *Seminars in Orthodontics*. 2003. Elsevier.
57. Saunders C., Kusy R.P., *Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1994. 106(1): p. 76-87.
58. Ohtonen J., Vallittu P., Lassila L., *Effect of monomer composition of polymer matrix on flexural properties of glass fibre-reinforced orthodontic archwire*. *The European Journal of Orthodontics*, 2011. 35(1): p. 110-114.
59. Hammad S.M., Al-Wakeel E.E., Gad E.S., *Mechanical properties and surface characterization of translucent composite wire following topical fluoride treatment*. *The Angle orthodontist*, 2011. 82(1): p. 8-13.
60. Tanimoto Y., Inami T., Yamaguchi M., *Preparation, mechanical, and in vitro properties of glass fiber-reinforced polycarbonate composites for orthodontic application*. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2015. 103(4): p. 743-750.
61. Ryu S.H., Lim B.S., Kwak E.J., Lee G.J., *Surface ultrastructure and mechanical properties of three different white-coated NiTi archwires*. *Scanning*, 2015. 37(6): p. 414-421.
62. Kapila S., Sachdeva R., *Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1989. 96(2): p. 100-109.
63. Juvvadi S.R., Kailasam V., Panmanabhan S., *Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2010. 138(5): p. 623-630.
64. Gadelmawla, E., *Roughness parameters*. *Journal of materials processing technology*, 2002. 123(1): p. 133-145.
65. Frank C.A., R.J. Nikolai, *A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire*. *American journal of orthodontics*, 1980. 78(6): p. 593-609.
66. Huang H.H., *Variation in surface topography of different NiTi orthodontic archwires in various commercial fluoride-containing environments*. *Dental materials*, 2007. 23(1): p. 24-33.
67. Bourauel C., Fries T., Drescher D., *Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry*. *The European Journal of Orthodontics*, 1998. 20(1): p. 79-92.
68. Daems J., Celis J.P., Willems G., *Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires*. *The European Journal of Orthodontics*, 2009. 31(3): p. 260-265.

69. Kappert H., et al., *Korrosionsverhalten verschiedener orthodontischer Drähte*. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie, 1988. 49(4): p. 358-367.
70. Drescher D., Bourauel C., Schumacher H.A., *Frictional forces between bracket and arch wire*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1989. 96(5): p. 397-404.
71. Steinberg D., Eyal S., *Initial biofilm formation of Streptococcus sobrinus on various orthodontics appliances*. Journal of oral rehabilitation, 2004. 31(11): p. 1041-1045.
72. D'Antò V., Rongo R., Ametrano G., *Evaluation of surface roughness of orthodontic wires by means of atomic force microscopy*. The Angle Orthodontist, 2012. 82(5): p. 922-928.
73. Vorburger T., Teague E., *Optical techniques for on-line measurement of surface topography*. Precision Engineering, 1981. 3(2): p. 61-83.
74. Binnig G., Rohrer H., Gerber C., *Tunneling through a controllable vacuum gap*. Applied Physics Letters, 1982. 40(2): p. 178-180.
75. Binnig G., Quate C.F., Gerber C., *Atomic force microscope*. Physical review letters, 1986. 56(9): p. 930.
76. Lyman C.E., Newbury D.E., Goldstein J., *Scanning electron microscopy, X-ray microanalysis, and analytical electron microscopy: a laboratory workbook*. 2012: Springer Science & Business Media.
77. Sakamaki S.T., Bahn A.N., *Effect of orthodontic banding on localized oral lactobacilli*. Journal of dental research, 1968. 47(2): p. 275-279.
78. Balenseifen, J.W., Madonia J., *Study of dental plaque in orthodontic patients*. Journal of Dental Research, 1970. 49(2): p. 320-324.
79. Corbett, J., Brown L.R., Keene H.J., *Comparison of Streptococcus mutans concentrations in non-banded and banded orthodontic patients*. Journal of Dental Research, 1981. 60(12): p. 1936-1942.
80. Scheie A.A., Arneberg P., Krogstad O., *Effect of orthodontic treatment on prevalence of Streptococcus mutans in plaque and saliva*. european Journal of oral Sciences, 1984. 92(3): p. 211-217.
81. Sinclair, P.M., Berry C.W., Bennet C.L., Israelson H., *Changes in gingiva and gingival flora with bonding and banding*. The Angle Orthodontist, 1987. 57(4): p. 271-278.
82. Rosenbloom R.G., Tinanoff N., *Salivary Streptococcus mutans levels in patients before, during, and after orthodontic treatment*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1991. 100(1): p. 35-37.
83. Chang, H., Walsh L.J., Freer T.J., *The effect of orthodontic treatment HS Chang on salivary flow, pH, buffer capacity, and levels of mutans streptococci and lacto bacilli*. Australian orthodontic journal, 1999. 15(4): p. 229.
84. Pender N., *Aspects of oral health in orthodontic patients*. British journal of orthodontics, 1986. 13(2): p. 95-103.
85. Huser M.C., Baehni P.C., Lang R., *Effects of orthodontic bands on microbiologic and clinical parameters*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1990. 97(3): p. 213-218.
86. Glans R., Larsson E., Øgaard B., *Longitudinal changes in gingival condition in crowded and noncrowded dentitions subjected to fixed orthodontic treatment*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 2003. 124(6): p. 679-682.

87. Matthews D.C., Tabesh M., *Detection of localized tooth-related factors that predispose to periodontal infections*. Periodontology 2000, 2004. 34(1): p. 136-150.
88. Campbell C.H.C.T., *Alteração da microflora bucal em pacientes portadores de aparelho ortodôntico fixo*. Ortodon. gaúch, 2003. 7(2): p. 98-109.
89. Sukontapatipark W., El Agraudi M.A., *Bacterial colonization associated with fixed orthodontic appliances. A scanning electron microscopy study*. The European Journal of Orthodontics, 2001. 23(5): p. 475-484.
90. Brêtas S.M., Elias A.M., *Effect of 0.4% stannous fluoride gel on Streptococci mutans in relation to elastomeric rings and steel ligatures in orthodontic patients*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 2005. 127(4): p. 428-433.
91. Türkkahraman, H., Sayın M.Ö., Bozkurt F.Y., *Archwire ligation techniques, microbial colonization, and periodontal status in orthodontically treated patients*. The Angle orthodontist, 2005. 75(2): p. 231-236.
92. Gorelick L., Geiger A.M., Gwinnett A.J., *Incidence of white spot formation after bonding and banding*. American journal of orthodontics, 1982. 81(2): p. 93-98.
93. Zachrisson B.U., Alnaes L., *Periodontal condition in orthodontically treated and untreated individuals I. Loss of attachment, gingival pocket depth and clinical crown height*. The Angle orthodontist, 1973. 43(4): p. 402-411.
94. Müller H., Flores de Jacoby L., *Zusammensetzung der subgingivalen Mundflora bei Trägern festsitzender kieferorthopädischer Geräte*. Dtsch Zahnärztl, 1982(1982): p. 37.
95. Diamonti-Kipioti A G.F., Lang NP, *Clinical and microbiological effects of fixed orthodontic appliances*. J Clin Periodontol. J Clin Periodontol, 1987: p. 326-333.
96. Wisth P., Nord A., *Caries experience in orthodontically treated individuals*. The Angle Orthodontist, 1977. 47(1): p. 59-64.
97. Loesche W.J., *Role of Streptococcus mutans in human dental decay*. Microbiological reviews, 1986. 50(4): p. 353.
98. Blunden, R., Oliver R., O'Kane C., *Microbial growth on the surfaces of various orthodontic bonding cements*. British journal of orthodontics, 1994. 21(2): p. 125-132.
99. Fournier A., Payant L., Bouclin R., *Adherence of Streptococcus mutans to orthodontic brackets*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1998. 114(4): p. 414-417.
100. Ahn S.J., Kho H.S., Lee S.W., *Roles of salivary proteins in the adherence of oral streptococci to various orthodontic brackets*. Journal of dental research, 2002. 81(6): p. 411-415.
101. Ahn, S.-J., et al., *Quantitative analysis of the adhesion of cariogenic streptococci to orthodontic metal brackets*. The Angle Orthodontist, 2005. 75(4): p. 666-671.
102. Ahn, S.J., Lim B.S., Yang H.C., *Quantitative determination of adhesion patterns of cariogenic streptococci to various orthodontic adhesives*. The Angle Orthodontist, 2006. 76(5): p. 869-875.
103. Papaioannou, W., Gizani S., Nassika M., *Adhesion of Streptococcus mutans to different types of brackets*. The Angle orthodontist, 2007. 77(6): p. 1090-1095.

104. Ahn, S.J., Lee S.J., Lim B.S., Nahm D.S., *Quantitative determination of adhesion patterns of cariogenic streptococci to various orthodontic brackets*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2007. 132(6): p. 815-821.
105. Merghni A., Nejma M.B., Dallel I., Tobji S., *High potential of adhesion to biotic and abiotic surfaces by opportunistic Staphylococcus aureus strains isolated from orthodontic appliances*. Microbial pathogenesis, 2016. 91: p. 61-67.
106. Kolenbrander P.E., London J., *Adhere today, here tomorrow: oral bacterial adherence*. Journal of bacteriology, 1993. 175(11): p. 3247.
107. Low B., Lee W., Seneviratne C.J., *Ultrastructure and morphology of biofilms on thermoplastic orthodontic appliances in 'fast' and 'slow' plaque formers*. The European Journal of Orthodontics, 2010. 33(5): p. 577-583.
108. Shpack, N., Greenstein R.B.N., Gazit D., *Efficacy of three hygienic protocols in reducing biofilm adherence to removable thermoplastic appliance*. The Angle Orthodontist, 2013. 84(1): p. 161-170.
109. Quirynen M., Marechal M., Busscher H.J., *The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation*. Journal of clinical periodontology, 1990. 17(3): p. 138-144.
110. Quirynen M., Bollen C., *The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man*. Journal of clinical periodontology, 1995. 22(1): p. 1-14.
111. Lee, S.P., Lee S.J., Lim B.S., Ahn S.J., *Surface characteristics of orthodontic materials and their effects on adhesion of mutans streptococci*. The Angle Orthodontist, 2009. 79(2): p. 353-360.
112. An Y.H., Friedman R.J., *Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces*. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 1998. 43(3): p. 338-348.
113. Taylor R.L., Verran J., Lees G.C., Ward A.J.P., *The influence of substratum topography on bacterial adhesion to polymethyl methacrylate*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 1998. 9(1): p. 17-22.
114. Forsberg C.M., Brattström V., *Ligature wires and elastomeric rings: two methods of ligation, and their association with microbial colonization of Streptococcus mutans and Lactobacilli*. The European Journal of Orthodontics, 1991. 13(5): p. 416-420.
115. Hassan K.S., Alagl A.S., Ali I., *Periodontal status following self-ligature versus archwire ligation techniques in orthodontically treated patients—Clinical, microbiological and biochemical evaluation*. orthodontic waves, 2010. 69(4): p. 164-170.
116. Eliades T., Eliades G., Brantley W.A., *Microbial attachment on orthodontic appliances: I. Wettability and early pellicle formation on bracket materials*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1995. 108(4): p. 351-360.
117. Saloom H.F., Mohammed-Salih H.S., Rasheed S.F., *The influence of different types of fixed orthodontic appliance on the growth and adherence of microorganisms (in vitro study)*. Journal of clinical and experimental dentistry, 2013. 5(1): p. e36.
118. Mhaske A.R., Shetty P.C., *Antiadherent and antibacterial properties of stainless steel and NiTi orthodontic wires coated with silver against*

- Lactobacillus acidophilus—an in vitro study*. Progress in orthodontics, 2015. 16(1): p. 40.
119. Hellemann C.F., Grade S., Heuer W., Dittmer M.P., *Three-dimensional analysis of initial biofilm formation on polytetrafluoroethylene in the oral cavity*. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie, 2013. 74(6): p. 458-467.
120. Chu S.J., Devigus A., Mielezsko A.J., *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. 2004: Quintessence Publishing Company.
121. Çal E., Güneri P., Bıçakçı A., *Diş hekimliğindeki estetik ikilem: diş rengi*. Ege Ü Diş Hek Fak Derg, 2005. 26(2): p. 117-25.
122. Ferracane J.L., *Materials in dentistry: principles and applications*. 2001: Lippincott Williams & Wilkins.
123. Ulusoy M., Toksavul S., *Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar*. Ege Dişhek Fak Derg, 1992. 13: p. 29-36.
124. Fondriest J., *Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies*. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 2003. 23(5): p. 467-480.
125. Sproull R.C., *Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2001. 86(5): p. 458-464.
126. Seghi R.R., Johnston W.M., O'brien W., *Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems*. Journal of Prosthetic Dentistry, 1986. 56(1): p. 35-40.
127. Sakaguchi R.L., Powers J.M., *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*. 2012: Elsevier Health Sciences.
128. Paravina R., Powers J., *Esthetic color training in dentistry Mosby St. Louis* Google Scholar, 2004.
129. Hekimoğlu C., Anıl N., Etikan I., *Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers*. International Journal of Prosthodontics, 2000. 13(1).
130. Johnston W., Kao E., *Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry*. Journal of dental research, 1989. 68(5): p. 819-822.
131. Zhang F., Heydecke G., Razzoog M.E., *Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2000. 84(4): p. 425-431.
132. Douglas R.D., Przybylska M., *Predicting porcelain thickness required for dental shade matches*. Journal of Prosthetic Dentistry, 1999. 82(2): p. 143-149.
133. Schulze K.A., Marshall S.J., Gansky S.A., *Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging*. Dental materials, 2003. 19(7): p. 612-619.
134. Lee Y.K., Lim B., Kim C., *Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2001. 13(3): p. 179-186.
135. Park J.H., Lee Y.K., Lim B.S., *Influence of illuminants on the color distribution of shade guides*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2006. 96(6): p. 402-411.
136. Keyf F., Uzun G., Altunsoy S., *Diş hekimliğinde renk seçimi*. Hacettepe Diş Hek Fak Derg, 2009. 33(4): p. 52-58.
137. Brewer J.D., Wee A., Seghi R., *Advances in color matching*. Dental Clinics of North America, 2004. 48(2): p. 341-358.

138. Tung F.F., Goldstein G.R., Jang S., *The repeatability of an intraoral dental colorimeter*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2002. 88(6): p. 585-590.
139. Lath D.L., Wildgoose D.G., Guan Y.H., *A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching*. The Journal of clinical dentistry, 2007. 18(1): p. 17-20.
140. Wee A.G., Lindsey D.T., Kuo S., Johnston W.M., *Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry*. Dental Materials, 2006. 22(6): p. 553-559.
141. Mendonça M.R.d., Fabre A.F., Goiatto M.C., *Spectrophotometric evaluation of color changes of esthetic brackets stored in potentially staining solutions*. RPG Rev Pós Grad, 2011. 18(1): p. 20-7.
142. Maia L.H., Araujo M.V., Elias C.N., *Colour stability of aesthetic brackets: ceramic and plastic*. Australian orthodontic journal, 2013. 29(1): p. 13-20.
143. Silva A.V.M., Mattos G.V., Kato C.M., *In vivo color changes of esthetic orthodontic ligatures*. Dental Press Journal of Orthodontics, 2012. 17(5): p. 76-80.
144. Kim, S.H., Lee Y.K., *Measurement of discolouration of orthodontic elastomeric modules with a digital camera*. The European Journal of Orthodontics, 2009. 31(5): p. 556-562.
145. Liu, C.L., Sun W.T., Liao W., *Colour stabilities of three types of orthodontic clear aligners exposed to staining agents*. International journal of oral science, 2016. 8(4): p. 246.
146. Lee Y.K., *Changes in the reflected and transmitted color of esthetic brackets after thermal cycling*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2008. 133(5): p. 641. e1-641. e6.
147. Faltermeier A., Rosentritt M., *Discolouration of orthodontic adhesives caused by food dyes and ultraviolet light*. The European Journal of Orthodontics, 2007. 30(1): p. 89-93.
148. Inami T., Tanimoto Y., Minami N., *Color stability of laboratory glass-fiber-reinforced plastics for esthetic orthodontic wires*. The Korean Journal of Orthodontics, 2015. 45(3): p. 130-135.
149. Eliades T., Bourauel C., *Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2005. 127(4): p. 403-412.
150. Mei, L., Busscher H.J., van der Mei H.C., *Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins*. Dental materials, 2011. 27(8): p. 770-778.
151. Eliades T., Athanasiou A.E., *In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility*. The Angle Orthodontist, 2002. 72(3): p. 222-237.
152. Bradley T.G., Berzins D.W., *An investigation into the mechanical and aesthetic properties of new generation coated nickel-titanium wires in the as-received state and after clinical use*. European journal of orthodontics, 2013. 36(3): p. 290-296.
153. Koksall T., Dikbas I., *Color stability of different denture teeth materials against various staining agents*. Dental materials journal, 2008. 27(1): p. 139-144.
154. Berry J.A., Biedlingmaier J.F., Whelan P.J., *In vitro resistance to bacterial biofilm formation on coated fluoroplastic tympanostomy tubes*. Otolaryngology—Head and Neck Surgery, 2000. 123(3): p. 246-251.

155. Demling A., Elter C., Heidenblut T., *Reduction of biofilm on orthodontic brackets with the use of a polytetrafluoroethylene coating*. The European Journal of Orthodontics, 2010. 32(4): p. 414-418.
156. Elter, C., Heuer W., Demling A., *Comparative analysis of biofilm formation on dental implant abutments with respect to supra- and subgingival areas: polytetrafluoroethylene versus titanium*. International Journal of Prosthodontics, 2011. 24(4): p. 373-375.
157. Quirynen M., Bollen C.M.L., *The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1996. 11(2).
158. Rupp F., Axmann D., Ziegler C., *Adsorption/desorption phenomena on pure and Teflon® AF-coated titania surfaces studied by dynamic contact angle analysis*. Journal of Biomedical Materials Research, 2002. 62(4): p. 567-578.
159. De Franco D.J., Spiller Jr R.E., Von Fraunhofer J., *Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations*. The Angle Orthodontist, 1995. 65(1): p. 63-72.
160. Bortoly T.G., Guerrero A.P., Rached R.N., Tanaka O., *Sliding resistance with esthetic ligatures: an in-vitro study*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2008. 133(3): p. 340. e1-340. e7.
161. Kakaboura A., Fragouli M., Rahiotis C., *Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2007. 18(1): p. 155-163.
162. Lee G.J., Park K.H., Park Y.G., Park H.K., *A quantitative AFM analysis of nano-scale surface roughness in various orthodontic brackets*. Micron, 2010. 41(7): p. 775-782.
163. Gwinnett A.J., Ceen R.F., *Plaque distribution on bonded brackets: a scanning microscope study*. American journal of orthodontics, 1979. 75(6): p. 667-677.
164. Årtun J., Brobakken B.O., *Prevalence of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances*. The European Journal of Orthodontics, 1986. 8(4): p. 229-234.
165. O'reilly M., Featherstone J., *Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1987. 92(1): p. 33-40.
166. Øgaard B., *Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: A study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1989. 96(5): p. 423-427.
167. Ulhaq A., Esmail Z., Kamaruddin A., *Alignment efficiency and esthetic performance of 4 coated nickel-titanium archwires in orthodontic patients over 8 weeks: a multicenter randomized clinical trial*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2017. 152(6): p. 744-752.
168. Bollen C.M., Papaioanno W., *The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis*. Clinical oral implants research, 1996. 7(3): p. 201-211.
169. Kang S.H., Lee H.J., Hong S.H., Kim K.H., *Influence of surface characteristics on the adhesion of Candida albicans to various denture lining materials*. Acta Odontologica Scandinavica, 2013. 71(1): p. 241-248.

170. Chun M.J., Shim E., Kho E.H., *Surface modification of orthodontic wires with photocatalytic titanium oxide for its antiadherent and antibacterial properties.* The Angle Orthodontist, 2007. 77(3): p. 483-488.
171. Proffit W.R., Fields H., *The first stage of comprehensive treatment: alignment and leveling.* Contemporary Orthodontics. 3rd ed. St Louis, Mo: CV Mosby, 2000: p. 527-529.
172. Kaphoor A.A., Sundareswaran S., *Aesthetic nickel titanium wires--how much do they deliver?* Eur J Orthod, 2012. 34(5): p. 603-9.
173. Faltermeier J., Simon P., Reicheneder C., *The influence of electron beam irradiation on colour stability and hardness of aesthetic brackets.* The European Journal of Orthodontics, 2011. 34(4): p. 427-431.
174. Stober T., Gilde H., Lenz P., *Color stability of highly filled composite resin materials for facings.* Dental Materials, 2001. 17(1): p. 87-94.
175. Mutlu Sagasen L., Ergün G., Ozkan Y., *Color stability of a dental composite after immersion in various media.* Dental materials journal, 2005. 24(3): p. 382-390.
176. Eliades T., Gioka C., Heim M., *Color stability of orthodontic adhesive resins.* The Angle Orthodontist, 2004. 74(3): p. 391-393.
177. Douglas R.D., Steinhauer T.J., Wee A.G., *Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch.* Journal of Prosthetic Dentistry, 2007. 97(4): p. 200-208.

ÖZGEÇMİŞ

Ad soyad: Betül Akyıldız

Doğum tarihi ve Yeri: 08/03/1990 Üsküdar/İstanbul

E-posta: betul_akyildiz@hotmail.com

- **Lise** : 2008, Haydarpaşa Anadolu Lisesi
- **Yüksek Lisans** : 2013, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
- **Uzmanlık** : 2018, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı

Bilimsel Faaliyetler

1. XIV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, Ankara (25/10/2014)
2. 91st Congress of European Orthodontic Society, Venice/Italy (13/06/2015)
3. IV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, Eskişehir (02/11/2015)
4. Ortodontik Diş Hareketinin Hızlandırılması, Biyolojik Temeller, Yöntemler ve Yenilikler, İstanbul (09/11/2015)
5. How to Combine Clinical and Organizational Efficiency in Orthodontics, İstanbul (07/12/2016)
6. Lingual Tedaviye Giriş: Vitrin Düzeltimi, İstanbul (26/05/2017)
7. Sınıf III Maloklüzyonda Tedavi Seçenekleri, İstanbul (29/09/2017)
8. Non-surgical Treatment for Surgical Malocclusions, İstanbul (13/04/2018)
9. 94th European Orthodontic Society Congress, Edinburgh/Scotland (17/06/2018)
10. 16. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, İzmir (13/10/2018)

Akademik Yayınlar ve Bildiriler

1. **Akyıldız B.**, Bilisel H., Aksakalli S., Yılmaz B., Birlik M., The Success of Orthognathic Surgery from the Patient's Perspective: A Pilot Study. 92nd European Orthodontic Society Congress, Poster Presentation, Stockholm.
2. **Akyıldız B.**, Yılmaz B., Class III Skeletal Malocclusion Compensation: A case report. 94th European Orthodontic Society Congress, Poster Presentation, Edinburgh/Scotland.

3. **Akyıldız B.**, Yılmaz B., Intrusion of Overerupted Maxillary Molars with Miniscrew: A case report. 94th European Orthodontic Society Congress, Poster Presentation, Edinburgh/Scotland.
4. **Akyıldız B.**, Yılmaz B., Kılıç E., Şiddetli İskeletsel Sınıf III Maloklüzyonun Ortognatik Cerrahi ile Tedavisi: Vaka Raporu. 16. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, İzmir.

