

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ATMOSFERİK BASINÇLI SOĞUK PLAZMA GÜÇ
KAYNAĞININ DİŞ BEYAZLATMA ETKİNLİĞİ, RENK
STABİLİTESİ VE MİNE DOKUSU ÜZERİNE ETKİSİ**

FATMA YILMAZ
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Esra UZER ÇELİK

Yrd. Doç. Dr. Serdar BAĞLAR

2017-İZMİR

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ATMOSFERİK BASINÇLI SOĞUK PLAZMA GÜÇ
KAYNAĞININ DİŞ BEYAZLATMA ETKİNLİĞİ, RENK
STABİLİTESİ VE MİNE DOKUSU ÜZERİNE ETKİSİ**

FATMA YILMAZ
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Esra UZER ÇELİK

Yrd. Doç. Dr. Serdar BAĞLAR

**Bu tez İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından
2016-ÖDL-SABE-0005 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2017-İZMİR

KABUL VE ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı **Programı** Çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma,
aşağıdaki jüri tarafından **Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : / /

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Esra UZER ÇELİK İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

Ortak Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Serdar BAĞLAR Kırıkkale Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Ferit ÖZATA Ege Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Sevil ÇİFTÇİ Hacettepe Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Bilal YAŞA İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

ONAY : Butezi, Enstitü Yönetim Kurulu'na belirlenen yukarıdaki
jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

(İMZA)

(Ünvanı, Adı Soyadı)

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora başladığım ilk günden itibaren güçlü akademik donanımı ile beni destekleyen danışman hocam sayın Doç. Dr. Esra UZER ÇELİK'e,

Bu tezin gerçekleşmesini sağlayan ortak tez danışman hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Serdar BAĞLAR'a,

Tez çalışmamdaki gelişmeleri değerlendirerek bana yardımcı olan tez jüri üyeleri sayın Prof. Dr. Ferit ÖZATA, Prof. Dr. Sevil ÇİFTÇİ ve Prof. Dr. Şebnem TÜRKÜN ve Doç. Dr. Bilal YAŞA hocalarıma,

Çalışmalarında yardımını ve desteğini esirgemeyen sayın Yrd. Doç. Dr. Utku Kürşat ERCAN'a,

Çalışmalarım sırasında yardımlarıyla bana destek olan Arş. Gör. Fatma İBİŞ'e, doktora eğitimim boyunca tüm heyecanları birlikte paylaştığımız arkadaşlarım Uzm. Dt. Betül AKA ve Öğr. Gör. Uzm. Dt. Ayşe Tuğçe TUNAÇ'a, tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve klinik çalışanlarına,

Her zaman yanımda olan annem, babam ve kardeşime,

Her zaman olduğu gibi bu zorlu süreçte bana güç veren ve destek olan sevgili eşim Çağlar YILMAZ'a,

Yaşam kaynağım canım oğlum Poyraz'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER/RESİMLER/TABLolar DİZİNİ	x
1 GİRİŞ.....	1
2 GENEL BİLGİLER	4
2.1 Diş Renginin Algılanması ve Renk Sistemleri.....	4
2.1.1 Munsell Renk Sistemi	5
2.1.2 CIE L* a* b* Renk Sistemi.....	6
2.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri	7
2.2.1 Geleneksel Renk Ölçüm Yöntemleri.....	7
2.2.2 Dijital Renk Ölçüm Yöntemleri	8
2.3 Diş Renklenmelerinin Sebepleri.....	11
2.3.1 Dışsal Renklenmeler	11
2.3.2 İçsel Renklenmeler	12
2.3.2.1 İçsel Renklenmelerin Sistemik Nedenleri	13
2.3.2.2 İçsel Renklenmelerin Lokal Nedenleri	16
2.4 Diş Hekimliğinde Beyazlatma.....	17
2.4.1 Beyazlatmada Kullanılan Ajanlar ve Etki Mekanizmaları.....	18
2.4.2 Beyazlatma İşlemini Etkileyen Faktörler	21
2.4.3 Diş Beyazlatma Yöntemleri	22
2.4.3.1 Devital Dişlerin Beyazlatılması.....	22
2.4.3.2 Vital Dişlerin Beyazlatılması	23
2.5 Beyazlatmada Kullanılan Işık Kaynakları.....	29

2.5.1	Ultraviyole Işık Kaynakları.....	29
2.5.2	Tungsten Halojen Işık Kaynakları.....	30
2.5.3	LED Işık Kaynakları	31
2.5.4	Plazma Ark Işık Kaynakları.....	32
2.5.5	Lazer	32
2.5.6	Atmosferik Basıncılı Soğuk Plazma Güç Kaynağı (ABSP).....	33
2.5.6.1	Plazmanın Temelleri.....	34
2.5.6.1.1	Tarihçe ve Tanım	34
2.5.6.1.2	Plazma Oluşumu ve Devamlılığı	36
2.5.6.2	Plazmanın Sınıflandırılması	40
2.5.6.3	Atmosferik Basıncılı Soğuk Plazmalar.....	42
2.5.6.4	Diş Hekimliğinde Plazma Uygulamaları.....	48
2.5.6.5	Diş Beyazlatmada Plazma Kullanımı	48
2.6	Vital Beyazlatma İşleminin Komplikasyonları	49
2.7	Sertlik Deneyleleri.....	53
2.7.1	Brinell Sertlik Deneyle.....	53
2.7.2	Vickers Sertlik Deneyle	54
2.7.3	Rockwell Sertlik Deneyle	55
2.7.4	Knoop Sertlik Deneyle.....	56
2.8	Yüzey Analiz Yöntemleri.....	57
2.8.1	Mikroskobik Yöntemler	57
2.8.1.1	Taramalı Elektron Mikroskobu	57
2.8.1.2	Atomik Kuvvet Mikroskobu.....	58
2.8.1.3	Geçirimli Elektron Mikroskobu	59
2.8.2	Spektroskopik Yöntemler.....	59
2.8.3	Toplam Yansıma Oranı Azaltılmış Fourier Dönüşümlü İnfrared Spektrometre	59

3	GEREÇ VE YÖNTEM	61
3.1	Beyazlatma Etkinliği ve Renk Stabilitesinin Değerlendirilmesi	61
3.1.1	Dışlerin Seçimi	61
3.1.2	Örneklerin Hazırlanması	61
3.1.3	Yapay Tükruk Solüsyonunun Hazırlanması	63
3.1.4	Örneklerin Renklendirilmesi	64
3.1.5	Ön Çalışma Yapılması	64
3.1.6	Çalışma Gruplarının Belirlenmesi.....	65
3.1.7	Başlangıç Renk Ölçümü.....	66
3.1.8	Renklendirilmiş Örneklerin Beyazlatılması ve Renk Ölçümü.....	67
3.1.9	Yeniden Renklendirme, Renk Ölçümü ve Renk Stabilitesinin Değerlendirilmesi	71
3.1.10	Plazma Uygulanan Örneklerde Oluşan Sıcaklığın Ölçümü	72
3.2	Mikrosertlik Değişimlerinin Değerlendirilmesi	72
3.2.1	Dışlerin Seçimi	72
3.2.2	Örneklerin Hazırlanması	73
3.2.3	Örneklerin Beyazlatılması ve Mikrosertlik Ölçümleri.....	74
3.3	Mine Yüzey Morfolojisinin Değerlendirilmesi	76
3.3.1	Dışlerin Seçimi	76
3.3.2	Örneklerin Hazırlanması	76
3.3.3	Örneklerin Beyazlatılması.....	77
3.3.4	SEM Analizi	77
3.4	İstatistiksel Değerlendirme	79
3.4.1	Beyazlatma Etkisi ve Yeniden Renklendirme Verilerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	79
3.4.2	Mikrosertlik Verilerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	80

4	BULGULAR	81
4.1	Gruplar Arası $\Delta L1$, $\Delta a1$, $\Delta b1$ ve $\Delta E1$ Değerlerinin Karşılaştırılması	81
4.2	Gruplar Arası $\Delta L2$, $\Delta a2$, $\Delta b2$ ve $\Delta E2$ Değerlerinin Karşılaştırılması	85
4.3	Grup İçi ΔL Değerlerinin Karşılaştırılması	88
4.4	Grup İçi Δa Değerlerinin Karşılaştırılması	88
4.5	Grup İçi Δb Değerlerinin Karşılaştırılması	89
4.6	Grup İçi ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması	90
4.7	Plazma Uygulanan Gruplarda Sıcaklık Değişimlerinin Karşılaştırılması ...	91
4.8	Mikrosertlik Bulguları	92
4.9	SEM Bulguları	95
5	TARTIŞMA	102
6	SONUÇ VE ÖNERİLER	120
	ÖZET	122
	ABSTRACT	123
	KAYNAKLAR	124
	EKLER	147
	ÖZGEÇMİŞ	149

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AA	: Alternatif Akım
ABSP	: Atmosferik Basıncılı Soğuk Plazma
ADA	: Amerikan Diş Hekimleri Birliği
AES	: Auger Elektron Spektroskopisi
AKM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
ABPJ	: Atmosferik Basıncılı Soğuk Plazma Jet
CO ₂	: Karbondioksit
ÇDG	: Çeyrek Değerler Genişliği
DA	: Doğru Akım
DBD	: Dielektrik Bariyer Deşarjı
DS	: Deiyonize Su
EMA	: Avrupa İlaç Ajansı
ESCA	: X-Işınları Foto Elektron Spektroskopisi
FDA	: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
FE-DBD	: Dielektrik Bariyer Deşarjlı Floating Elektrot
FTIR-ATR	: Toplam Yansıma Oranı Azaltılmış Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrometre
GEM	: Geçirimli Elektron Mikroskobu
HB	: Brinell Sertlik Deneyi
He	: Helyum

HP	: Hidrojen Peroksit
HR	: Rockwell Sertlik Deneyi
HV	: Vickers Sertlik Deneyi
KP	: Karbomit Peroksit
KTP	: Karyum-Titanyum-Fosforik Asit
LED	: Işık Yayan Diyot
LTD	: Yarı Termodinamik Dengede Plazma
OTC	: Tüketici Tarafından Satın Alınıp Uygulanan Beyazlatma
Ort	: Ortalama
P	: Plazma
PAC	: Plazma Ark Devresi
RF	: Radyo Frekans
SIMS	: İkincil İyonlar Kütle Spektroskopisi
SS	: Standart Sapma
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
TTD	: Total Termodinamik Dengede Plazma
XPS	: X-Işınları Fotoelektron Spektroskopisi
VUV	: Vakum Ultraviyole

ŞEKİLLER/RESİMLER/TABLolar DİZİNİ

Şekil 2.1. Munsell renk sistemi.....	5
Şekil 2.2. CIE L*a*b* renk sistemi	6
Şekil 2.3. Plazma içeriği	35
Şekil 2.4. Düşük basınç altında doğru akım deşarjı.....	37
Şekil 2.5. DA düşük basınç deşarjının voltaj akım karakteristikleri.....	38
Şekil 2.6. Paschen eğrisi	39
Şekil 2.7. Gaz basıncıyla elektron ve ağır partiküller arasındaki sıcaklık ilişkisi (T_e : elektron sıcaklığı, T_g : gaz sıcaklığı).....	41
Şekil 2.8. Dielektrik bariyer deşarjının şeması	45
Şekil 2.9. Atmosferik basınçlı plazma jet	47
Şekil 2.10. Brinell sertlik deneyi uygulama şekli	54
Şekil 2.11. Vickers sertlik deney ucu.....	54
Şekil 2.12. Rockwell sertlik deney uçları	56
Şekil 2.13. Knoop sertlik deneyi.....	56
Şekil 2.14. SEM yapısı.....	58
Şekil 3.1. Mikrosertlik örneklerinin uygulama şeması	74
Şekil 4.1. Grupların farklı ölçüm periyotlarındaki ΔL değerleri ve istatistik sonuçları (Mann-Whitney U testi).	88
Şekil 4.2. Grupların farklı ölçüm periyotlarındaki Δa değerleri ve istatistik sonuçları (Mann-Whitney U testi).	89
Şekil 4.3. Grupların farklı ölçüm periyotlarındaki Δb değerleri ve istatistik sonuçları (^Grup içi Δb_1 ve Δb_2 arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir [Mann- Whitney U testi]).	90
Şekil 4.4. Grupların farklı ölçüm periyotlarındaki ΔE değerleri ve istatistik sonuçları (^Grup içi ΔE_1 ve ΔE_2 arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir [Mann- Whitney U testi]).	91
Şekil 4.5. Plazma uygulanan gruplarda sıcaklık değişimleri	92

Resim 2.1. Vita klasik renk skalası.....	7
Resim 2.2. RGB renk ölçüm cihazı	8
Resim 2.3. Kalorimetre	9
Resim 2.4. Dijital kamera	9
Resim 2.5. Spektro radyometre.....	10
Resim 2.6. Dental spektrofotometre (SpectroShade Micro).....	11
Resim 2.7. Mikroabrazyon ile diş beyazlatma.....	24
Resim 2.8. Jel tekniği ile muayenehane tipi diş beyazlatma	27
Resim 2.9. Jel tekniği ile ev tipi diş beyazlatma.....	28
Resim 2.10. Tüketici tarafından satın alınıp uygulanan beyazlatma	28
Resim 2.11. UV ışık kaynağı ile diş beyazlatma	30
Resim 2.12. Tungsten halojen ışık kaynağı.....	31
Resim 2.13. Beyazlatma amacıyla kullanılan LED ışık cihazı.....	31
Resim 2.14. Diyot lazer ile diş beyazlatma	33
Resim 2.15. Korona deşarjı.....	44
Resim 2.16. Floating elektrot.....	46
Resim 2.17. Numune üzerinde Vickers sertliği ile oluşturulan izin mikroskop görüntüsü.....	55
Resim 3.1. Hassas kesme cihazı	62
Resim 3.2. Örnek kalınlıklarının kumpas ile ölçülmesi.....	62
Resim 3.3. Hassas kesme cihazında hazırlanmış ve standart hale getirilmiş sığır dişi örneği.....	63
Resim 3.4. Renklendirme işlemi tamamlanmış bir örnek	64
Resim 3.5. Spektrofotometre ile renk ölçümü yapılmış bir örnek.....	67
Resim 3.6. Plazma düzeneği ve plazma uygulanan bir örnek	67
Resim 3.7. %40 HP jelin karıştırılarak hazırlanması.....	68
Resim 3.8. Beyazlatma sonrası örneklere flor uygulaması ve polisaj işlemi	70
Resim 3.9. Sıcaklık ölçüm işlemi	72
Resim 3.10. Polisaj cihazı ve polisajı yapılmakta olan bir örnek	74
Resim 3.11. Mikrosertlik cihazı ve ölçüm işlemi yapılan bir örnek.....	75
Resim 3.12. SEM analizi için hazırlanan örnekler	77
Resim 3.13. Vakumlu desikatör.....	78

Resim 3.14. Altın-palladyum kaplama ünitesi.....	78
Resim 3.15. Taramalı elektron mikroskobu.....	79
Resim 4.1. Grupların beyazlatma sonrası görüntülerinden birer örnek	81
Resim 4.2. Grup 1'e ait örneklerin SEM görüntüleri a-d : Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D : Aynı dişin HP-5 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)	96
Resim 4.3. Grup 2'ye ait örneklerin SEM görüntüleri a-d : Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D : Aynı dişin HP-10 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)	96
Resim 4.4. Grup 3'e ait örneklerin SEM görüntüleri a-d : Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D : Aynı dişin HP-20 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)	97
Resim 4.5. Grup 4'e ait örneklerin SEM görüntüleri a-d : Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D : Aynı dişin P-HP-5 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme) .	97
Resim 4.6. Grup 5'e ait örneklerin SEM görüntüleri a-d : Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D : Aynı dişin P-HP-10 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme) .	98
Resim 4.7. Grup 6'ya ait örneklerin SEM görüntüleri a-d : Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D : Aynı dişin P-HP-5/HP-15 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme) .	98
Resim 4.8. Grup 7'ye ait örneklerin SEM görüntüleri a-b : Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D : Aynı dişin P-HP-10/HP-10 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme) .	99
Resim 4.9. Grup 8'e ait örneklerin SEM görüntüleri a-d : Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D : Aynı dişin P-DS-5 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme) .	99
Resim 4.10. Grup 9'a ait örneklerin SEM görüntüleri a-d : Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D : Aynı dişin P-DS-10 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)	100

Resim 4.11. Grup 10'a ait örneklerin SEM görüntüleri a-d: İşlem yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D: Aynı dişin DS-5 ile işlem yapılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme).....	100
Resim 4.12. Grup 11'e ait örneklerin SEM görüntüleri a-d: İşlem yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D: Aynı dişin DS-10 ile işlem yapılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme).....	101
Resim 4.13. Grup 12'ye ait örneklerin SEM görüntüleri a-d: İşlem yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri A-D: Aynı dişin DS-20 ile işlem yapılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme).....	101

Tablo 1. Dışsal renklenmeler.....	12
Tablo 2. Tetrasiklin türevlerinin oluşturduğu renklenmeler.....	15
Tablo 3. Yapay tükruk solüsyonunun içeriği.....	63
Tablo 4. Ön çalışmanın renk değişimi (ΔE) verileri (n=5).....	65
Tablo 5. Çalışma grupları ve uygulama süreleri.....	66

1 GİRİŞ

Günümüzde diş hekimliğinde estetik uygulamalar hastaların artan ilgisiyle beraber giderek yaygınlaşmaktadır. Diş beyazlatma ise estetik diş hekimliği uygulamaları içerisinde önemli bir yer tutmaktadır. Diş renklenmeleri özellikle sosyoekonomik seviyesi iyi olan toplumlarda estetik açıdan büyük kaygı oluşturmakta ve hastaların beyazlatma tedavilerinden beklentileri artmaktadır. Bu ihtiyaçlara yönelik olarak da beyazlatmada daha kısa sürede daha başarılı sonuç alınan yöntem arayışı devam etmektedir. Çünkü renklenmiş dişlerin beyazlatma yöntemleriyle tedavisi restoratif ve protetik uygulamalara göre hem daha konservatif hem de ekonomiktir (1).

Diş renklenmeleri ağız yoluyla dışarıdan alınan renklendirici ajanların sebep olduğu dışsal renklenmeler ve dişlerin gelişimi sırasında ya da sonradan sistemik veya lokal etkenlere bağlı olarak meydana gelen içsel renklenmeler olarak karşımıza çıkar. Renklenen devital ve vital dişlerin beyazlatma uygulamaları ile tedavisi 1800'lü yıllardan bu yana uygulanmaktadır. Zaragoza (2) beyazlatma amacıyla ilk olarak hidrojen dioksinin kullanıldığını bildirmiştir. Bu ajan esasen günümüzde kullanılan aktif beyazlatma ajanı olan hidrojen peroksittir. Günümüze kadar diş beyazlatma yöntemleri kullanılan aktif ajanının tipi, uygulama yöntemi ve aktivasyon şekli açısından birçok değişime uğramıştır. Günümüzde dışsal etkenler nedeniyle meydana gelen vital dişleri beyazlatmak amacıyla muayenehanede diş hekimi tarafından ve evde hasta tarafından diş hekimi talimatları doğrultusunda uygulanan beyazlatma yöntemleri kullanılmaktadır.

Diş hekimi talimatları doğrultusunda hasta tarafından uygulanan beyazlatma yöntemini ilk defa 1989'da Haywood and Heymann (3) ileri sürmüştür. Yöntemde %10-20'lik karbomit peroksit taşıyıcı plaklar ile günde 4-8 saat boyunca 2-6 hafta süresince uygulanır (4). Yöntemin ekonomik, uygulaması kolay ve güvenilir sayılması gibi bazı avantajları vardır (3). Ancak evde yapılan beyazlatmada muayenehane tipi uygulamalara göre daha düşük konsantrasyonlarda beyazlatma ajanı kullanılmasına bağlı olarak istenen beyazlamanın 2-3 hafta gibi daha uzun bir

sürede elde edilmesi ve bazı kişilerin beyazlatma plaklarını tolere edememeleri gibi dezavantajlar da mevcuttur (5). Ayrıca diş hekiminin kontrolü olmaksızın tüketici tarafından satın alınıp kullanılan beyazlatma ürünleri de bulunmaktadır. Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi bu ürünlerdeki hidrojen peroksit konsantrasyonunun en fazla %6 olması gerektiğini bildirmiştir (1). Hazır kaşıkla uygulanan, fırça yardımı ile uygulanan, bant ve kalem şeklinde uygulanan sistemler ile gargara, cikletler ve diş macunları bu grupta yer alır.

Muayenehanede beyazlatma yöntemi daha kısa sürede sonuç almak isteyen, beyazlatma plağını kullanamayan ve beyazlatma jelinin tadını tolere edemeyen hastalarda kullanılır. Bunların yanı sıra şiddetli patolojik renklenmelerde ev tipi uygulamaların başarılı olamadığı vakalarda tercih edilir. Ancak bu yöntemde istenen beyazlık daha çabuk elde edilmesine rağmen tek seanslık uygulamalar yeterli gelmeyebilir ve ilave uygulamalar gerekebilir (6). Muayenehanede yapılan beyazlatma işlemlerinde yüksek konsantrasyonlarda hidrojen peroksit kullanılır (7). Bu nedenle beyazlatma ajanı daha kısa sürede etkisini göstermektedir. Muayenehanede istenen sonuç alınıncaya kadar beyazlatmaya 2-6 seans kadar daha devam edilebilir (8). Hidrojen peroksitin diş eti, ağız ve gastrointestinal mukoza yaralanmalarına sebep olma ihtimali nedeniyle işlem sırasında çevre yumuşak dokular korunmalı, gerekli izolasyon işlemleri yapılmalıdır (9).

Muayenehanede uygulanan beyazlatma yöntemlerinde tedavi süresini kısaltmak, beyazlatma ajanlarının etkinliğini arttırmak amacıyla ısı aktivasyonu önerilir. Bunun için bazı özel ısı ve ışık kaynakları vardır. Işık cihazlarının kullanılmasının nedeni ışıktan absorbe edilen ısı enerjisinin peroksitlere aktarılmasıdır. Bu enerji peroksitlerin kimyasal reaksiyonunu hızlandırır (10). Hızlı serbest radikal oluşumu istenen beyazlığın daha kolay elde edilmesini sağlar. Ancak beyazlatma ajanlarının ısı ve ışık cihazlarıyla aktivasyonu dişlerde dehidratasyona ve işlem sonrası hassasiyete sebep olur. Ayrıca elde edilen hızlı sonuçlar ve dişteki su kaybı gerçek beyazlığa ulaşılması bakımından yanıltıcı olabilir (11).

Muayenehane tipi beyazlatmada kullanılan ışıkların aktivasyonu ile ilgili temel sorun ısı oluşması ve bu ısının pulpayı etkilemesidir. Bu sebeple alternatif yöntem arayışına gidilmiştir. Lee et al. (12) atmosferik basınçlı soğuk plazma

(ABSP) güç kaynağını beyazlatma işlemlerinde ışık kaynaklarının yerine kullanmış ve plazmanın yüksek derecede reaktif serbest radikal oluşturarak diş beyazlatma mekanizmasıyla sinerjik bir etki oluşturduğunu göstermiştir. Plazma maddenin dördüncü hali olup, iyonlar, elektronlar, atomlar, moleküller, serbest radikaller ve fotonların oluşturduğu iyonize gazı ifade eder. Elektronik, havacılık, gıda endüstrisi gibi birçok alanda kullanılan plazma, tıpta birçok alanda da yerini almıştır. Diş hekimliğinde ise plazmanın implantların yüzey modifikasyonu, kök kanallarının dezenfeksiyonu, biyofilm tabakasının ortadan kaldırılması, sterilizasyon, adezyon, çürük tedavisi ve beyazlatma amacıyla kullanıldığı çalışmalar bulunmaktadır (13). Bu çalışmaların sonuçları dikkate alındığında ABSP güç kaynağı ile aktive edilen vital beyazlatma ajanlarının beyazlatma süresini anlamlı ölçüde kısaltacağı ve beyazlatma yöntemlerinin mevcut dezavantajlarını azaltacağı düşünülebilir.

Bu *in vitro* tez çalışmasının amacı ABSP güç kaynağı uygulaması ile aktive edilmiş ve edilmemiş HP ve DS'nin beyazlatma etkinliklerini karşılaştırmak, aynı örneklerin renklerdeki geri dönüş miktarlarını değerlendirmek, ABSP uygulamasının mine mikrosertliği ve mine yüzey morfolojisi üzerine etkisini değerlendirmektir.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Renginin Algılanması ve Renk Sistemleri

Renk bilimi, algılanması ve tanımlanması açısından diş hekimliği için önemlidir. İnsan gözüyle 380-780 nm arasındaki dalga boyları algılanabilir. Bu da elektromanyetik spektrumun görünür ışık olarak adlandırılan kısmıdır. Cisimler ışık dalgalarının bir kısmını absorbe ederken bir kısmını da yansıtırlar. Cismin rengini yansıttığı dalga boyu belirler. Üzerine verilen ışığın tamamını absorbe eden cisimler siyah renkte algılanır. Dişlerin rengi ise üzerinden yansıyan dalga boyu dışında birçok faktörden etkilenir. Diş renginin algılanmasını ve karşılaştırılmasını etkileyen bu faktörler; yüzeyde spekül yansıma, yüzeyde diffüz yansıma, diş dokularında ışığın dağılması ve absorpsiyonu, minenin mineral içeriği, minenin kalınlığı, dentinin rengi, dış ve iç kökenli renklenmelerin varlığı, fizyolojik değişkenler, göz yorgunluğu, yaş, deneyim ve renk körlüğü olarak sayılabilir (1, 14).

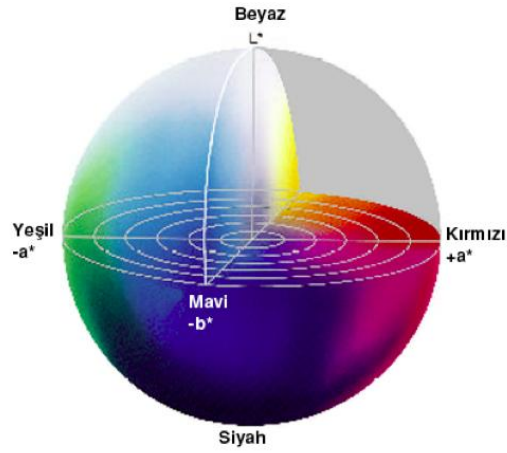
Rengin optik özellikleri dişlere doğal bir görünüm kazandırdığı gibi diş rengini de yakından etkiler. Optik üçlüyü “floresans”, “opalesans” ve “translusensi” oluşturur. Cismin ışığı absorbe ettikten sonra daha uzun dalga boyları halinde yansıtması “floresans” özelliğidir (15). Bir cismin üzerinden ışık yansıdığı anda ve içinden ışık geçtiğinde farklı birer renk olarak görünmesi “opalesans” özelliğidir (16). Işığın geçirgenlik derecesini ise “translusensi” ifade eder. Minenin hidroksiapatit kristalleri içindeki prizmalar ve prizmalar arası madde diş rengini büyük ölçüde etkiler. Işık prizmaların kristalize yapılarından geçerken, prizmalar arası maddede kırılır. Diş rengini asıl belirleyen ise dentindir (1). Mine tabakasının kalınlığına bağlı olarak alttaki dentin rengi farklı şekillerde ortaya çıkar.

Diş renginin belirlenmesinde incelendiği ortamın şartları rengin algılanmasını büyük ölçüde etkiler. Işık kaynağı, gün içinde güneşin konumu, çevre koşulları ve dişin incelendiği açı diş rengini etkiler. Bu nedenle klasik renk skalalarıyla dişin rengini belirlemeye çalışmak standart sonuçlar elde edilmesini engellemektedir.

Rengin farklı ışık kaynaklarıyla farklı şekillerde algılanmasına “metamerizm” denir (16). Metamerizm etkisinden uzaklaşmak için renk ölçümleri esnasında sabit ışık kaynakları önerilmektedir (17).

2.1.1 Munsell Renk Sistemi

Amerikalı sanatçı Munsell’in 1905 yılında rengi, ana parametreleriyle belirlediği ve üç boyutlu olarak şematize ettiği sistemdir (Şekil 2.1).

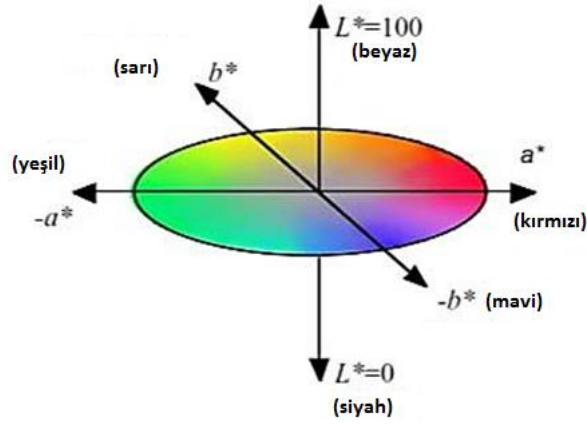


Şekil 2.1. Munsell renk sistemi (18)

Bu sistemde renkler ton (hue), parlaklık (value) ve yoğunluk (chroma) terimleri ile açıklanmaktadır. Rengin tonunu üç ana renk belirler: Kırmızı, mavi ve sarı. Ayrıca bunların karışımıyla oluşturulan ara renkler de rengin tonunu etkiler. Dişlerdeki renk tonu yaşlılık, yiyecek ve içecekler, iç ve dış renklenmeler, sigara gibi etkenlerle değişiklik göstermektedir (19). Yoğunluk rengin doygunluk derecesidir ve rengin içindeki tonun miktarını bildirir. Yaşla birlikte dişlerin yoğunluğu yükselmektedir. Parlaklık saf siyah ve saf beyaz arasındaki parlaklığın derecesidir. Açık renklerin parlaklığı fazla, koyu renklerin azdır. Parlaklık aynı renk tonundaki cisimlerin daha koyu ya da daha açık algılanmasına sebep olur. Renk seçiminde en önemli faktör parlaklık değeridir (15, 19).

2.1.2 CIE L* a* b* Renk Sistemi

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission on Illumination) tanımlamasına göre tüm renkler kırmızı, yeşil ve mavinin çeşitli miktarlarda karışımı ile elde edilebilir. CIE üç boyutlu renk sisteminde renkleri tanımlayan L*, a* ve b* parametreleri bulunmaktadır (Şekil 2.2). L* eksenini, rengin açıklık ve koyuluğunu gösterir. Siyah rengin L* değeri 0, beyaz rengin L* değeri ise 100'dür (1). Cismin parlaklığını belirleyen L* değerinin Munsell sistemindeki karşılığı parlaklık değeridir. a* eksenini kırmızılık (pozitif a*) veya yeşillik (negatif a*), b* eksenini ise sarılık (pozitif b*) veya mavilik (negatif b*) değerleri olup, Munsell sistemindeki karşılıkları yoğunluk değeridir (20). Nötr renklerde a* ve b* değerleri sıfıra yaklaşır, renk yoğunlaştıkça bu değerler artar (1).



Şekil 2.2. CIE L*a*b* renk sistemi (1)

CIE L*a*b* sistemi renk aralıklarını standart ve düzenli bir şekilde göstermektedir. Bu sistemde ΔE değeri, aynı cismin iki farklı zamandaki renk ölçümlerinde gözlenen renk farklılığının miktarını bildirir (21). Aşağıdaki formülle hesaplanır (19, 22):

$$\Delta E_{2-1} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_2 - L_1)^2 + (a_2 - a_1)^2 + (b_2 - b_1)^2]^{1/2}$$

Formüldeki L_1 , a_1 ve b_1 ilk yapılan ölçümden elde edilen veriler olup, L_2 , a_2 ve b_2 ise işlem sonrası verileridir. ΔE değeri 3,5'in üzerinde ise renk değişimi gözle

farkedilebilir (22). Kuehni (23)'ye göre $\Delta E 1$ 'den büyükse renk değişimi meydana gelmiştir.

2.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri

Günümüzde diş renginin belirlenebilmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler geleneksel renk ölçüm yöntemi ve dijital renk ölçüm yöntemleri olmak üzere ikiye ayrılır.

2.2.1 Geleneksel Renk Ölçüm Yöntemleri

Sabit diş rengi skalaları kullanılarak diş ile skaladaki rengin karşılaştırılması yöntemi diş hekimliğinde en sık kullanılan geleneksel renk ölçüm metotudur (14). Renk ve skala aynı ışık kaynağı altında görsel olarak karşılaştırılır. Pratik ve ekonomik bir yöntemdir. Ancak skalalarda kullanılan materyaller diş dokusunu tam olarak taklit edemediği için metamerizm görülür (24). Skala ile renk ölçüm yönteminin ölçüm yapan kişiye göre sonuçların değişiklik göstermesi, doğal dişlerde görülebilen bütün renklerin skalada bulunmaması ve sonuçların sayısal olarak bildirilmemesi gibi dezavantajları vardır.

Klinikte en sık “Vitapan Classic” (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), “Vita 3D Master” (Vita Zahnfabrik) ve “Vita Linear Guide 3D Master” (Vita Zahnfabrik) renk skalaları kullanılmaktadır (Resim 2.1) (25).



Resim 2.1. Vita klasik renk skalası (26)

2.2.2 Dijital Renk Ölçüm Yöntemleri

Dijital renk ölçüm cihazları ile ölçüm işlemi standart hale getirilmiş ve elde edilen sonuçlar tekrarlanabilir hale gelmiştir (27).

RGB Cihazları

RGB cihazları video veya dijital kamera içerirler. Kırmızı, yeşil ve mavi ışığı kullanarak ölçümü yapılan cismin rengini bildirirler (Resim 2.2). Dijital renk ölçüm yöntemleri içinde çalışma mekanizması bakımından en basit olan bu cihazlar renk ile ilgili ayrıntılı verileri gösteremezler (15).



Resim 2.2. RGB renk ölçüm cihazı (28)

Kalorimetreler

Kalorimetreler CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemindeki L^* , a^* ve b^* değerleri ile dış rengini bildiren cihazlardır (Resim 2.3). Küçük cihazlar olup kullanımları kolay ve ekonomiktir. Ancak dış yüzeyinin sadece düz kısımlarından küçük bir alanın ölçümünü yapabilmeleri ve filtrelerinin zamanla bozulması nedeniyle çok tercih edilmezler (29).



Resim 2.3. Kalorimetre (30)

Dijital Kameralar

Bu sistemler kamera, renk sensörü, bilgisayar, görüntüyü takip eden sürücü ve bilgisayar programından meydana gelir. Ölçümü yapılan dışın görüntüsü dijital kameranın renk sensörü ile alınarak bilgisayara aktarılır. Sonuçlar CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemindeki $L^*a^*b^*$ değerleri cinsinden alınır (Resim 2.4). Kullanımları kolay olmasına rağmen renk sonuçlarıyla ilgili ayrıntılı bilgi vermezler. Kameranın tutuş açısı ve ışık kaynağı standart ölçüm yapılmasına engel olabilir. Ayrıca dijital kameraların kalibrasyonunu yapmak bazen güç olabilmektedir (19).



Resim 2.4. Dijital kamera (31)

Spektroradyometreler

Diş rengini ışık kaynağının spektral güç dağılımını ölçerek veren spektroradyometreler toplayıcı optikler, monokromatör, dedektör ve okuyucu olmak üzere dört bölümden oluşur (Resim 2.5). Spektroradyometreler ile yapılan ölçüm

sonuçları translüent ve düz olmayan diş yüzeylerinde daha güvenilir bilgi verir. Dişten yansıyan ışık toplayıcı optik tarafından alındıktan sonra monokromatör ve dedektörde ilerleyerek okuyucuya elektriksel bir sinyal olarak iletilir. Böylece gerçek görüş ortamlarında ölçüm yapılmış olur. Ancak ölçüm açısındaki farklılıklar standart sonuç alınmasına engel olur (32, 33).



Resim 2.5. Spektroyometre (34)

Dental Spektrofotometreler

Dental spektrofotometreler, dişin yansıttığı veya ilettiği ışık enerjisi miktarına göre diş renginin ton, parlaklık ve yoğunluk değerlerini ayrı ayrı belirleyen cihazlardır (Resim 2.6) (35). Dişin görüntüsü cihaza alınarak CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemindeki L^* , a^* , b^* ve ΔE değerleri belirlenir. İçeriğindeki sensörler sayesinde klinik olarak fark edilemeyen renk değişiklikleri bu cihazlarla tespit edilebilir (36). Ekonomik olmaması, kalibrasyonlarının komplike olması ve ağız içinde kullanılmalarının zor olması gibi dezavantajları vardır (15). Pusateri et al. (37) farklı renk ölçüm cihazlarının etkinliğini değerlendirdikleri çalışmada spektrofotometrelerin kolorimetrelerden daha güvenilir ve kesin sonuç verdiğini belirtmişlerdir. Llena et al. (38) “Easy Shade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)” ve “SpectroShade Micro (MHT Optic Research AG, Niederhasli, İsviçre)” ile elde edilen sonuçların güvenilirliğinin oldukça yüksek olduğunu ve klinikte dişlerde meydana gelen renk değişimini belirlemek amacıyla kullanılabileceğini belirtmiştir.



Resim 2.6. Dental spektrofotometre (SpectroShade Micro) (39)

2.3 Diş Renklenmelerinin Sebepleri

Fizyolojik ya da patolojik nedenlerle dişlerin normal renklerinin bozularak farklı bir renk almasına diş renklenmeleri denir. Diş renklenmeleri dışardan alınan renklendirici ajanların diş dış yüzeyinde toplanmasıyla meydana gelebileceği gibi, diş gelişimi sırasında ya da sonradan oluşan lokal veya sistemik etkenlerin yarattığı içsel renklenmeler şeklinde de oluşabilir.

2.3.1 Dışsal Renklenmeler

Ağız yoluyla alınan maddeler diş minesinin rengini değiştirir. Dışsal renklenmeler mine üzerindeki müsinöz tabakanın renklendirici gıda, sigara ya da boyaların etkisiyle renginin koyulaşmasıyla karşımıza çıkar. Dış etkenlere bağlı renklenmeler ayrıca "*Basillus pyocyoneus*", "*Basillus mezentericus*", "*Basillus rosseus*", "*Sarcina rosea*" gibi mikroorganizmalarla, ya da dişlerin üzerinde biriken çeşitli element ve bileşiklerle de meydana gelebilir. Bu tür renklenmeler ultrasonik temizleme yöntemleri ile giderilebilir. Ayrıca Klorheksidin gargara gibi uzun süreli ilaç kullanılması diş ve çevre dokularda renk değişikliğine sebep olabilir. Dışsal etkenler sebebiyle görülen renklenmeler beyazlatma uygulamalarıyla ile tedavi edilir

(40, 41). Tablo 1’de dışsal etkenlerle oluşan renklemeler ve yarattıkları renk değişiklikleri belirtilmiştir.

Tablo 1. Dışsal renklemeler

Dışsal renklenme	Etken madde	Renk değişikliği
Metal lekeleri	Kalay florür, sülfür, gümüş nitrat, manganez	Gri-sarı, açık kahverengi, koyu kahverengi ya da siyah
	Bakır bileşikleri	Yeşil, yeşilimsi kahverengi
	Nikel	Yeşil
	Kadmium	Sarı veya altın sarısı
İçecek lekeleri	Kahve, çay	Kahverengi, siyah
Tütün lekeleri	Tütün	Sarımsı kahverengi, siyah
Siyah çizgi şeklindeki renklemeler	Kromojenik bakteri infiltrasyonu ve bakteri plağı	Koledge siyah kahverengi
Portakal renkli renklemeler	Kromojenik bakteri infiltrasyonu ve bakteri plağı	Sarı, kırmızımsı turuncu
Yeşil lekeler	“Nasmyth” zarı veya dental kütikulanın birikmesi veya büyümesi sonrası kötü ağız hijyeni	Açık sarı-yeşil, koyu yeşil

2.3.2 İçsel Renklemeler

İçsel diş renklemeleri odontogenezis sırasında veya sonrasında oluşmakta olup sistemik ya da lokal etkenlere bağlı olarak gelişebilmektedir. Kalıtsal hastalıklar, gebelikte ya da çocukluk döneminde belirli bazı ilaçların kullanımı, aşırı miktarda flor alımı, bazı çocukluk hastalıkları sistemik etkenler arasında sayılırken, travma, kanal tedavisinde kullanılan renklendirici ilaçlar ya da yaş faktörü dişlerde içsel renk değişikliğine neden olan lokal faktörler arasındadır. Bu renklemeler, mine ya da dentin tabakası içinde farklı şekillerde yerleşik olabilir (42).

2.3.2.1 İçsel Renklenmelerin Sistemik Nedenleri

Odontogenezis sırasında meydana gelen sistemik hastalıklar ya da kimyasal maddelerin sistemik olarak emilimi içsel renklenmelere sebep olmaktadır. Bunlar:

Endemik Florozis

Mine formasyonu ve mineralizasyonu sırasında fazla miktarda florür alınması sonucu mine yüzeyinde opak noktalardan sarı-kahverengi eritlere kadar farklı şekillerde renk değişimi meydana gelir. İçme suyunda 1 ppm'den fazla florür olan bölgelerde görülmesi sebebiyle endemik florozis olarak adlandırılır (43). Florun yüksek miktarda kronik alımı, minenin kalsifikasyonu sırasında mine matriksinde defektler oluşmasına sebep olur ve mine hipoplazisi meydana gelir. Hipomineralize dişlerde minenin st tabakası przli bir hal alır. Floroziste renklenme tipik olarak simetriktir. Florozis beyazlatma, kompozit rezin restorasyon veya bunların kombinasyonlarıyla tedavi edilir (44). Beyazlatma tedavilerinin başarısı renklenmenin Şiddeti ve yüzey defektlerinin varlığına bağlıdır (44).

Amelogenesis İmperfekta

Otozomal dominant geçişli ve cinsiyete bağlı bir rahatsızlıktır. Mine hipoplazisi, hipkalsifikasyonu ve hipomaturasyonu olmak üzere  farklı tipi vardır. En sık hipoplastik tip amelogenesis imperfekta görülür. Bu tipte enamelin proteini (ENAM geni) mutasyonu sebebiyle minenin yapısı normal fakat kalınlığı azdır (45). Mine yüzeyi parlak, sarı, sert olup çukurcuk ve fissürler izlenir. Mine kalınlıkları az olduğu ya da hiç olmadığı için dişler birbiriyle temas etmez. Radyolojik olarak dişin tüm tabakaları izlenmekle birlikte prepare edilmiş diş görüntüsü vardır (46, 47). Hipokalsifiye tipte mine kalınlığı normal olmasına rağmen sertliği azdır ve dentinden kolaylıkla ayrılır. Hipomatr tipte de mine kalınlığı normaldir, fakat daha serttir. Mine benekli opak beyaz, sarı- kahverengi ya da kırmızı-kahverengi renklerde görülebilir. Nathwani and Kelleher (48) bu tip vakaların beyazlatma ile tedavi edilebileceğini belirtmişlerdir. Ancak genel olarak amelogenesis imperfekta olguları restoratif ve/veya protetik uygulamalarla tedavi edilmektedir.

Dentinogenesis İmperfekta

Dentinogenesis imperfekta otozomal dominant karakterli genetik geçişli bir hastalıktır. Çoğunlukla süt dişlerinde görölmekle birlikte dişlerin hem rengi, hem de formu ve fonksiyonu etkilenir. Dişler ilk sürdüğünde renkleri normaldir fakat zamanla saydamlaşarak, sarı veya kahverengi gözlenir. Formun etkilenmediği hafif renklenme görölen dentinogenesis imperfekta vakaları beyazlatma ile tedavi edilebilir (49). Ancak olguların çoğunda mine dentinden kolayca ayrıldığı için protetik tedaviler uygulanır.

Okronozis

“Alkaptanüri” ya da “fenilketanüri” şeklinde de isimlendirilen bu rahatsızlık resesif geçişli bir metabolizma hastalığıdır. Tirozin ve fenialanin aminoasitlerinin eksik oksidasyonları sebebiyle oluşan hemogentisik asit, daimi dişlerde kahverengi renklemeler meydana getirir. Beyazlatma tedavilerine yanıt vermezler (50).

Porfiri

Çekinik otozomal geçişli metabolizma hastalığı olup porfirin pigmentinin dentinde birikmesi sebebiyle görülür. Süt ve daimi dişleri tutar. Etkilenen dişler kırmızı-kahverengi renkte olup beyazlatma tedavilerine yanıt alınmaz (44, 51, 52).

Hemolitik Anemi

Yeni doğanlarda bebeğin ve annenin kan uyumsuzluğu nedeniyle görülür. Kan pigmentlerinin süt dişleri ve doğum sonrasında mineralizasyonu gerçekleşen daimi dişleri etkilemesi sonucu mavimsi-siyah, yeşilimsi-mavi veya koyu kahverengi renklemeler gözlenir. Çocuk büyüdükçe bu renklemeler ortadan kalkacağı için tedavi edilmesine gerek yoktur.

Konjenital Hiperbilirubinemi

Konjenital hiperbilirubinemi, Rh uyumsuzluğunda mineralize diş dokularında özellikle neonatal çizgide safra pigmentinin birikmesiyle oluşan sarı yeşil renklerle karakterizedir. Bu tür renklemelerin tedavi edilmesine gerek olmadığı, çocuk büyüdükçe renklemenin kaybolacağı bildirilmektedir (40).

Tetrasiklin Renklenmesi

Dişlerin mineralizasyonu sırasında sistemik yolla kullanılan tetrasiklin grubu antibiyotikler süt ve daimi dişlerde renklenmelere neden olmaktadır. Süt ve daimi dişlerin mineralizasyon zamanları dikkate alındığında gebeliğin 4. ayından doğumdan sonra 8 yaşa kadar geçen süre boyunca tetrasiklin kullanılmamalıdır. Tetrasiklin molekülleri kalsifikasyon safhasında kalsiyum ile bağlanarak hidroksiapatit kristallerinde tetrasiklin-kalsiyum ortofosfat kompleksi şeklinde depolanır. Tetrasiklin hem minerede hem dentinde depolanmasına rağmen, dentinin daha geniş apatit kristallerine sahip olması dolayısıyla daha çok dentini etkilemektedir (51, 52).

Tetrasiklin renklenmesinin şiddeti kullanım anındaki yaşa, verilim süresine, dozuna ve tetrasiklinin tipine göre değişebilmektedir. Tablo 2’de tetrasiklin türevlerinin oluşturduğu diş renklenmeleri belirtilmiştir.

Tablo 2. Tetrasiklin türevlerinin oluşturduğu renklenmeler (51)

Tetrasiklin türevi	Oluşturduğu renk değişikliği
Tetrasiklin	Sarı
Klortetrasiklin	Gri-kahverengi
Oksitetrasiklin	Sarı
Dimetilkortetrasiklin	Sarı
Doksisiklin	Değişiklik yok

Tetrasiklin renklenmeleri renklenmenin şiddetine göre 4’e ayrılır (51, 53).
Bunlar:

- 1. Derece Tetrasiklin Renklenmesi:* Dişlerin kronlarında homojen bir şekilde görülen açık sarı, kahverengi ya da açık gri renklenmelerdir. Beyazlatma ile tedavi edilebilir.
- 2. Derece Tetrasiklin Renklenmesi:* Daha koyu ve gri homojen renklenmelerdir. Çizgilenme yoktur. Beyazlatmaya yanıt verebilir.

3. *Derece Tetrasiklin Renklenmesi*: Bant veya şerit şeklinde koyu gri veya mavi renklenmelerdir. Beyazlatma sonrası renk bir miktar açılrsa da bantlar yok olmaz. Restoratif veya protetik yöntemlerle tedavi edilir.

4. *Derece Tetrasiklin Renklenmesi*: Çok koyu renklenmelerdir. Beyazlatma işlemi ile tedavi edilemez. Tedavilerinde protetik uygulamalar sonuç verir.

2.3.2.2 İçsel Renklenmelerin Lokal Nedenleri

Odontogenezis sonrasında meydana gelen bazı lokal etkenler içsel renklenmelere sebep olmaktadır. Bunlar:

Pulpa Nekrozu ve İntrapulpal Hemoraji

Travma veya kanal tedavisi sonrası eritrositlerin dentine geçmesiyle içsel renklenme görülür. Eritrositlerden açığa çıkan hemoglobinin dişte önce pembemsi daha sonra turuncu, kahverengi, mavi, siyah renklenmelere sebep olur. Devital beyazlatma yöntemleriyle tedavi edilebilir.

Kalsifik Metamorfoz

Canlı dişlerde travma sonrası tersiyer dentinin fazla oluşması sonucu görülür. Odontoblastların parçalanmasıyla düzensiz dentin oluşumu şeffaflığın azalmasına sebep olur. Dişler sarımsı, sarı-kahverengi bir renk alır.

Yaşa Bağlı Renklenmeler

Yaş ilerledikçe dentin apozisyonu görülür ve mineralize diş dokuları ile pulpa arasındaki sıvı değişimi azalır. Bu durum dentin ve minenin ışık geçirgenliğini etkileyerek dişlerin daha koyu görünmesine sebep olur. Yaşa bağlı olarak dişlerde aşınmalar da meydana gelir. Mine incilir, mikro çatlaklar oluşur ve dentin açığa çıkar. Çeşitli iyon ve moleküllerin infiltrasyonu kolaylaşır, renk koyulaşır.

Kanal Dolgu Medikamentleri

Uçucu yağlar sarımsı-kahverengi, gümüş nitrat siyah veya mavi-siyah, gümüş içeren kanal patları gri-siyah, endometason hafif kırmızı, iyotlu solüsyonlar gri veya kahverengi renklenmelere sebep olur. Devital beyazlatma yöntemleriyle tedavi edilebilir (54).

Gelişimsel ya da Kazanılmış Defektler

Diş çürüğü, restoratif materyallerin oluşturduğu renklenmeler ve diş aşınması veya diş eti çekilmesi sonucu görülen renklenmeler kazanılmış defektler içinde sayılabilir. Mine defektleri ise gelişimsel defekt olup dişlerin renklenmesine sebep olabilir. (42).

Turner Hipoplazisi

Turner hipoplazisinde süt dişindeki lokal enfeksiyon veya travma, sıklıkla süt dişinin altındaki daimi kesici dişin labial yüzeyinde hipoplastik ya da hipokalsifiye alanlar oluşmasına sebep olur.

İdiyopatik Nedenler

Etiyolojisi bilinmeyen “molar insizör hipomineralizasyonu” nda kesici ve sürekli birinci molarların minelerinde görülür (55). Etkilenen dişlerin minesinde asimetrik şiddetli hipomineralize alanlar olup, poröz ve kırılğan bir yapı vardır.

2.4 Diş Hekimliğinde Beyazlatma

Diş hekimliğinde beyazlatma, renklenme görülen dişlere kimyasal ajanların uygulanması ile organik renkli pigmentlerin oksidasyonu yoluyla rengin ağartılması olarak tanımlanmaktadır. Beyazlatma tedavileri 1800’lü yıllardan beri yapılsa da, özellikle son yıllarda aktif beyazlatma ajanının tipi, konsantrasyonu, beyazlatma ajanının aktivasyonu ve uygulama yöntemlerinde çok önemli gelişmeler yaşanmıştır. Beyazlatma tedavilerinin başarısı, renklenmenin altında yatan etiyolojik faktörlerin bilinmesi ve buna uygun tedavi yönteminin belirlenebilmesine bağlıdır.

Genel olarak beyazlatma endikasyonları;

- diş rengini koyu bulan ve daha beyaz dişlere sahip olmak isteyen hastalar,
- generalize renklenmeler,
- yaşlanmaya bağlı renklenmeler,
- sigara, çay, kahve gibi diyet lekeleri,
- florozis,
- tetrasiklin renklenmeleri ve
- travmatik pulpal değişiklikler şeklinde sayılabilir.

Beyazlatma işlemi birçok vakada uygulanabilir, fakat bazı kontrendikasyonları da vardır. Bunlar arasında;

- yüksek beklentili ve uyumsuz hastalar,
- çürük ve periapikal lezyonlu dişler,
- hamile veya emziren hastalar,
- diş hassasiyeti olan hastalar,
- ön bölgede kron veya büyük restorasyonları olan hastalar,
- diş eti çekilmesi olan yaşlı hastalar,
- sigara kullanan kişiler vardır (56, 57).

Diş hekimliğinde beyazlatma amacıyla kullanılan temel ajan hidrojen peroksit (HP)'tir (58). Karbomit peroksit (KP) ve sodyum perborat (SP) kimyasal reaksiyon sonrasında HP açığa çıkararak beyazlatma amacıyla kullanılan HP türevleridir (59).

2.4.1 Beyazlatmada Kullanılan Ajanlar ve Etki Mekanizmaları

Beyazlatmada farklı konsantrasyonlardaki HP ve türevleri kullanılmaktadır. Temel olarak peroksitlerin serbest radikallere dönüşümü ile beyazlatma işlemi gerçekleşir. Beyazlatma işlemi sırasında renklenmeye neden olan uzun zincirli organik moleküller peroksit ajanları tarafından serbest oksijen ile oksitlenir ve daha açık renkli olan küçük moleküllere parçalanır. Renklendirici ajanlar uzun tek veya

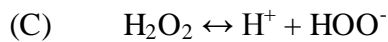
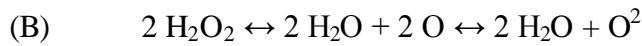
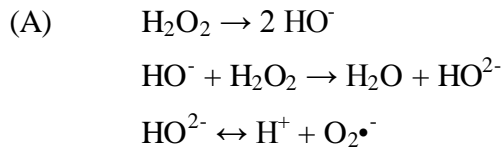
çift bağılı bileşiklerden oluşan zincirlerdir; genellikle heteroatomlar, karbonil veya fenil halkaları içerir ve kromoför olarak adlandırılır. Bu bileşikler zincirdeki çift bağların parçalanması, bileşiklerin ayrılması veya diğer kimyasal yapıların oksidasyonu ile renksiz hale getirilir (1).

Beyazlatma işlemi aslında bir “redoks” tepkimesidir. Bu reaksiyonda çiftleşmemiş elektronlara sahip ağartıcı okside ajan elektronları alarak redükte olur. Ağartılan redükte ajan ise bu elektronları vererek okside olur. Böylece renklenen dışların beyazlaması sağlanır. Beyazlatma işlemine hidrofilik renksiz yapıların ortaya çıkması halinde son verilmelidir. Bu aşamada ağartılan materyal doyumluğa ulaşmış olur ve beyazlama aynı hızda devam etmez. Beyazlatmaya devam edilirse mine matriksi hızla parçalanır, karbondioksit ve suya dönüşür (60).

Hidrojen Peroksit (HP)

Dezenfektan ve oksitleyici olarak da kullanılan HP, aslında doğal olarak düşük konsantrasyonlarda vücutta bulunmaktadır. Yüksek konsantrasyonlarda ise mutajenik bir yapı sergiler. Farklı ortam ve derişimlerde hazırlanabilmekle birlikte, deiyonize sudaki %30'luk solüsyonu en sık kullanılan tipidir ve süperoksol olarak adlandırılır. Işık ile etkileştiğinde parçalanmaya yatkınlığından ötürü koyu renkli kaplarda saklanması tavsiye edilir. Aynı zamanda yakıcı bir ajandır (61).

HP ile renkli organik bileşiklerin oksidasyonu bir seri reaksiyon sonrası gerçekleşir; hidroksil (HO^-), perhidroksil radikalleri (HO^{2-}), superoksit anyonları ($\text{O}_2^{\bullet-}$) (A), oksijen (B) ve HP anyonlarına (HOO^-) (C) dönüşen stabil olmayan reaktif oksijen molekülleri (O) oksidasyondan sorumludur (62, 63).



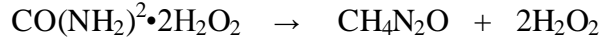
Serbest radikaller elektrofilik olup, kararlı değildir. Kararlı hale geçmek için sürekli organik moleküller ile reaksiyona girer ve diğer radikallerin oluşmasını sağlar. Minenin organik moleküllerinin absorpsiyon enerjisi değişir. Elektron

konjugasyonu bozulur, böylece daha az ışık yansıtan moleküller oluşur. Alkalen koşullarda (en iyi pH 9,5-10,8'de) HP ile beyazlatma genellikle perhidroksil anyonlarıyla (HO^{2-}) gerçekleşir. Çünkü bu pH aralığında yüksek oranda perhidroksil iyonu oluşur ve böylece beyazlatma etkisi artar (62, 63).

Karbamit Peroksit (KP)

Kararsız yapıdaki KP'den, kimyasal reaksiyona girdiğinde HP ve üre açığa çıkar. Reaksiyon ilerledikçe amonyak ve karbondioksit meydana gelir. Oluşan amonyak pH'ı yükseltir. Böylece serbest radikallerin (özellikle perhidroksil iyonu) oluşumu için gereken aktivasyon enerjisi artmış olur.

KP'den HP açığa çıkma reaksiyonu aşağıda verilmiştir:



Diş beyazlatmasında %10-15'lik konsantrasyonlardaki KP kullanılır. Yaklaşık olarak %10 KP'den %3,6 HP ve %6,5'lük üre oluşmaktadır. Yüzde on beşlik KP %5,4'lük HP ve %20 oranındaki KP ise %6,5 üre meydana getirir. Yüzde otuz beşlik KP ise %10 HP oluşturur (64).

Sodyum Perborat (SP)

Beyazlatma işlemlerinde sıklıkla kullanılan SP renksiz, beyaz ve kristalize bir tozdur. Monohidrat, trihidrat ve tetrahidrat formları bulunur. Kuru toz halindeyken kararlı olan SP, asit, sıcak hava ve nem varlığında sodyum metaborat, HP ve serbest oksijene parçalanır. Monohidrat formunda hiç su bulunmazken, tetrahidrat formu su içerir. Bu sebeple beyazlatma tedavilerinde tetrahidrat formu kullanılmaktadır. Açığa çıkardığı oksijenin, HP ile sinerjik etki gösterdiği düşünülmektedir (65).

SP'den HP açığa çıkma reaksiyonu aşağıda verilmiştir:



2.4.2 Beyazlatma İşlemini Etkileyen Faktörler

Beyazlatma tedavisinin başarısı her ne kadar doğru endikasyon ve uygun tekniğin seçimine bağlı olsa da, bazı çevresel faktörler de sonucu etkilemektedir.

Hidrojen peroksit konsantrasyonu

Ne kadar yüksek konsantrasyonda HP kullanılırsa beyazlatma etkisi de o kadar artar. Ancak HP'nin mutajenik bir materyal olduğu unutulmamalıdır (9).

Yüzey temizliği

Diş yüzeyinden uzaklaştırılmamış eklentiler HP'den serbest radikal oluşmasını, dolayısıyla beyazlatma etkisini engeller. Bu nedenle beyazlatma tedavilerinden önce mutlaka diş taşı temizliği ve parlatma işlemleri yapılmalıdır (64).

Sıcaklık

Beyazlatma etkinliğini arttırmak amacıyla aktivatör olarak çeşitli ısı kaynakları kullanılmaktadır. Sıcaklıktaki her 10°C'lik artış kimyasal reaksiyon hızını 2 katına çıkarır. Ancak diş ve çevre dokularda geri dönüşü olmayan hasara yol açmamak sebebiyle işlemler hastanın rahatsızlık duymayacağı, güvenli bir sıcaklık aralığında yapılmalıdır (44).

pH

HP'nin en etkili olduğu pH aralığı 9,5 ile 10,8 arasındadır. Raf ömrü açısından değerlendirildiğinde, HP asidik pH'da uzun süre saklanabilir (66).

Zaman

Beyazlatma etkisi ajanın diş üzerinde kaldığı süreyle direkt ilişkilidir. Ancak beyazlatma ajanının aktif oksidasyon etkisini hangi zaman aralığında gösterdiği bilinmeli, gereksiz bir şekilde ajanla temastan kaçınılmalıdır (9).

Yalıtım

Yalıtımı sağlanmış bir çevrede HP'nin beyazlatma etkinliği artmaktadır (67).

2.4.3 Diş Beyazlatma Yöntemleri

Diş beyazlatma yöntemleri vital ve devital dişlerin beyazlatılması şeklinde iki temel yöntemi kapsamaktadır.

2.4.3.1 Devital Dişlerin Beyazlatılması

Devital dişlerdeki renklenmeler travma nedeniyle görülebileceği gibi, kanal tedavisi sırasında yapılan bazı hatalara ya da kullanılan renkli kanal dolgu maddelerine bağlı olarak da görülebilir. Bu durumda devital dişlerin beyazlatılması gerekmektedir. Devital dişleri beyazlatma yöntemleri, dentin renklenmeleri, pulpa odası kaynaklı renklenmeler ve dışsal beyazlatmaya uygun olmayan renklenmelerin varlığında endikedir.

“Walking bleaching” tekniği, termokatalitik beyazlatma tekniği, ve iç/dış beyazlatma tekniği devital dişleri beyazlatma yöntemleridir (68).

“Walking Bleaching” Tekniği

Bu teknikte SP, DS ile karıştırılıp 1 hafta boyunca pulpa odasında bekletilerek beyazlatma sağlanır. İstenilen renk elde edilinceye kadar 1'er haftalık tekrarlarla beyazlatmaya devam edilir. “Modifiye walking bleaching” tekniğinde ise SP, HP ile karıştırılarak uygulanır. SP, HP ile karıştırıldığında beyazlatma etkisi artmaktadır (69). Günümüzde devital dişlerin beyazlatılmasında SP yerine %35'lik HP “walking bleaching” tekniğiyle uygulanmaktadır. Beyazlatma ajanı enjektör yardımıyla pulpa odasına yerleştirilir ve 3 gün bekletilir. Yeterli beyazlama elde edilinceye kadar işlem tekrarlanır (6).

Termokatalitik Beyazlatma Tekniği

Bu teknikte pulpa odasına yerleştirilen beyazlatma ajanı ısı ya da ışık ile aktive edilerek beyazlatma yapılır. Amaç beyazlatma ajanı olarak kullanılan %30-35'lik HP'nin beyazlatma etkinliğini arttırmaktır. Aktivasyon amacıyla geleneksel

halojen lamba, plazma ark ya da diyot lazer kullanılabilir (70). Modifiye termokatalitik beyazlatma tekniğinde ise %35'lik HP hem pulpa odasına hem de dişin bukkal yüzüne uygulanıp her iki taraftan da aktive edilir. Bu yöntem hızlı beyazlatma sağladığı için uzun yıllar kullanılmıştır. Daha sonraları yüksek ısı oluştuğu ve internal kök rezorbsiyonu riski olduğu anlaşıldığından, günümüzde çoğunlukla tercih edilmemektedir (69).

İç/Dış Beyazlatma Tekniği

Devital dişlerin daha hızlı beyazlatılması için ilk defa Settembrini (71) tarafından ileri sürülmüştür. Bu teknikte kanal tedavili dişin kök kanal dolgusu üzerine hekim tarafından cam iyonomer siman yerleştirildikten sonra beyazlatma işlemini hasta evde kendisi yapar. Hasta beyazlatma ajanını dişin hem açıkta bırakılan pulpa odasına hem de beyazlatma plakları aracılığıyla bukkal yüzeyine uygular. Böylece renklenmiş diş hem içten hem de dıştan beyazlatılmış olur (69).

2.4.3.2 Vital Dişlerin Beyazlatılması

Vital dişlerde uygulanan beyazlatma yöntemleri muayenehanede hekim tarafından uygulanan profesyonel beyazlatma teknikleri, diş hekimi talimatları doğrultusunda hasta tarafından uygulanan beyazlatma teknikleri ve diş hekimi kontrolü olmadan tüketici tarafından satın alınıp kullanılan beyazlatma teknikleri olmak üzere 3'e ayrılır.

- *Profesyonel Beyazlatma (Muayenehanede Hekim Tarafından Uygulanan Teknikler)*

Profesyonel beyazlatma yöntemlerinde, yüksek konsantrasyondaki beyazlatma ajanları kullanılarak diş hekimleri tarafından uygulanan tekniklerdir.

➤ *Fiziksel ve Kimyasal Aşındırmalar*

Bu yöntemlerde mine yüzeyinde aşındırma yapılarak hem renklenmiş doku kaldırılır, hem de ileride uygulanacak beyazlatma ajanlarının diş içerisine penetrasyonu artırılmış olur.

Fiziksel metodlar

Makroabrazyon: Karbit veya elmas bitirme frezleri kullanılarak renklenmiş mine dokusunun uzaklaştırılması yöntemidir. Yüksek turda çalışıldığı için işlem sırasında kontrollü aşındırma yapılmalı ve fazla basınç uygulamaktan kaçınılmalıdır. İşlem sonrası mine yüzeyi parlatma lastikleriyle parlatılır (72).

Mikroabrazyon: Mine yüzeyindeki lokalize opak lekelerin kaldırılmasında kullanılan tekniktir. Hidroklorik asit ve silikon karbit partikülleri içeren patlar ya da hidroklorik asit ile birlikte pomza tozunun karışımı kullanılır (Resim 2.7) (73). İşlem sırasında renklenmeyle birlikte diş dokusu da uzaklaştırıldığı için aşırı madde kaybına sebep olunmamalıdır. Hasta ile işbirliği içinde olunmalı, diş eti izolasyonu sağlanmalı, asitle teması azaltmak için işlem en kısa sürede tamamlanmalı ve en az düzeyde fiziksel aşındırma yapılmalıdır. Yapılan bir çalışma mikroabrazyon uygulanan minenin zayıflamadığını, aksine daha düz yüzeyler haline gelip demineralizasyona karşı direncinin arttığını göstermektedir. Ayrıca mikroabrazyonun *Streptococcus mutans* kolonizasyonunu azalttığı bildirilmiştir (74).



Resim 2.7. Mikroabrazyon ile diş beyazlatma (75)

Kimyasal metodlar

Yüzde otuz yedilik dihidrojen fosfat ile yüzey minesinin kontrollü dekalsifikasyonla uzaklaştırılmasıdır. Minenin fizyolojik ve hafif patolojik renklemelerinde kullanılmamalıdır (76). Patolojik renklemelerde beyazlatma tedavisine yardımcı bir yöntem olarak kullanılır.

➤ *“Power Bleaching” Tekniği*

En eski beyazlatma yöntemi olan “power bleaching” tekniğinde beyazlatma ajanı özel ısı veya ışık cihazlarıyla aktive edilerek beyazlatma etkinliği arttırılmaya çalışılmıştır. Beyazlatma ajanı olarak superoksol kullanılmıştır. Beyazlatma solüsyonlarının ve ısı ve ışık cihazlarının oluşturduğu yüksek sıcaklığın pulpaya olan etkilerinden dolayı bu teknik günümüzde kullanılmamaktadır (59).

➤ *“Mc Innes” Tekniği*

Bu teknikte beyazlatma solüsyonu olarak; 1 ml %36’lık hidroklorik asit, 1 ml %30’luk HP ve 0,2 ml anestezik eterin karışımı kullanılmıştır. Geçmişte hafif florozis olgularının tedavisinde uygulansa da günümüzde kullanılmamaktadır (53).

➤ *Termokatalitik Teknik*

Yüzde otuz beşlik HP’nin ısı uygulanarak aktive edilmesi esasına dayanan bir beyazlatma yöntemidir. Renklenme görülen her dişe ayrı ayrı işlem yapılır. Beyazlatma ajanı diş yüzeyine uygulandıktan sonra ısıtma cihazı dişin üzerine yerleştirilir. Tedavi süresi kullanılan sistem ve renklenmenin türüne göre değişkenlik gösterir.

Yapılan çalışmalarda termokatalitik teknik ile diş beyazlatma sırasında beyazlatma ajanının ne kadar süre boyunca ısı ile aktive edilmesi gerektiğine dair farklı sonuçlar ortaya çıkmıştır. Alvin (77) dişlere bukkalden 3 dk lingual taraftan 2 dk boyunca verilen 128°C sıcaklığın yeterli olduğunu belirtmiştir. Falkenstein (77), 74°C’lik sıcaklığın odontoblastlara verdiği zarardan ötürü beyazlatma işleminin 72°C’de 7-10 dk süresince olması gerektiğini bildirmiştir. Robertson ve Melfi (77)’nin yaptığı *in vitro* çalışmada, insan premolar dişlerine 4 günlük aralarla 2 kez 5

dk süreyle 83-92°C ısı uyguladıktan sonra dişlerin pulpalarında geri dönüşümlü iltihabi tepkiler belirlemişlerdir. Elde edilen farklı sonuçlar değerlendirildiğinde en doğru ısı uygulama süresini esasen hastanın ağrı eşliğinin belirlediği görülür. Bu sebeple vital dişlerin beyazlatılmasında kontrollü bir şekilde düşük sıcaklıktaki ısı aktivasyonu yapılmalıdır (77).

➤ *Termofotokatalitik Teknik*

Şiddetli renklenmelerin tedavisinde kullanılan bu yöntem, %35'lik HP'nin beyazlatma etkinliğini arttırmak amacıyla ısı ve ışık kullanılarak aktive edilmesine dayanan beyazlatma yöntemidir. Bu amaçla plazma ark, LED, metal halit ve ksenon-halojen ışık kaynakları kullanılmaktadır (50). Ancak ısı ve ışığın aynı anda kullanıldığı bu teknikte, pulpa ve yumuşak dokularda hasar oluşturma ihtimaline karşı dikkatli olunmalıdır.

➤ *Jel Teknikleri*

Yüksek konsantrasyondaki peroksit ajanlarının jel formlarının üretilmesiyle bu ajanların profesyonel beyazlatmada jel teknikleriyle kullanımını sağlamıştır. Jellerin uygulama sırasında akmaz, köpürmez ve kullanımlarının kolay olması profesyonel diş beyazlatmanın klinik kullanım pratiğini arttırmıştır. Bu teknikte aktif beyazlatma ajanı olarak %30-35'lik HP veya %35'lik KP kullanılır (78). Bazı ürünlerde beyazlatma ajanları jel şeklinde olmayıp, silisyum dioksit içerikli bir toz ve HP'nin likit formu kullanılır (50). İşlem sırasında beyazlatma ajanı dişlerin bukkal yüzeyine 1-3 mm kalınlıkta sürülerek 15-20 dk bekletilir (Resim 2.8). Daha sonra jel dişten uzaklaştırılır ve yenilenir. İşlem 2 ya da 3 kez tekrarlanır. Beyazlatma sonrasında hastanın 2 hafta boyunca çay, kahve, vişne suyu, sigara gibi ajanları tüketmemesi önerilir (78).



Resim 2.8. Jel tekniği ile muayenehane tipi diş beyazlatma (79)

- *Diş Hekimi Talimatları Doğrultusunda Uygulanan Beyazlatma (Hasta Tarafından Uygulanan Teknikler)*

Hasta tarafından uygulanan diş beyazlatma yöntemlerinde düşük konsantrasyonlarda beyazlatma ajanının kullanılır. Uygulamaları kolay, yan etkisi daha az ve maliyetleri profesyonel uygulamalara göre daha düşüktür. Ancak, koopere olmayan, beyazlatma işlemi için klinik dışında zamanı olmayan, daha kısa sürede diş beyazlatma yaptırmak isteyen, taşıyıcı plağı kullanamayan ve şiddetli gri-kahverengi renklemeleri olan hastalarda kullanımları kontrendikedir.

➤ *Jel Teknikleri*

Hasta tarafından uygulanan beyazlatma tedavilerinde düşük konsantrasyondaki beyazlatma maddeleri hastaya özel olarak hazırlanan plaklara yerleştirilerek, diş hekiminin kontrolünde evde hastalar tarafından uygulanmaktadır (Resim 2.9). Bu teknikte sıklıkla taşıyıcı plak yapımında yapılan hatalara bağlı dişeti ve çevre dokularda yaralanmalar, diş hassasiyeti ve eklem problemleri gözlenmiştir (80).

Hasta tarafından uygulanan beyazlatma yöntemlerinde %5,5- % 7,5'luk HP ya da %10-%22'lik KP jel kullanılır. Ancak bu yöntemde en çok tercih edilen ajanlar

KP jelleridir (4). KP'nin son yıkım ürünleri olan amonyak ve karbondioksit, ortam pH'ını yükselterek mineyi demineralizasyona karşı korur (4).



Resim 2.9. Jel tekniği ile ev tipi diş beyazlatma (81)

➤ *Tüketici Tarafından Satın Alınıp Uygulanan Beyazlatma Teknikleri*

Tüketici tarafından satın alınıp uygulanan beyazlatma (OTC) yönteminde diş hekimi kontrolünde olmadan kişilerin kendi başlarına satın aldığı ürünler kullanılır. Ucuz, kolay ulaşılabilir, kısa zamanda uygulanabilir olmaları ve seçenek çokluğu kişileri bu tip beyazlatmaya yönlendirse de kontrolsüz kullanımlarına bağlı bazı dezavantajları vardır. Postoperatif hassasiyet, yumuşak doku hasarı, istenilen beyazlığa ulaşamaması bunlar arasında sayılabilir. FDA ile Avrupa İlaç Ajansı (European Medicines Agency [EMA]) OTC ürünleri, yan etkilerini en aza indirgeyerek etkili ve güvenli kullanımları için en fazla %6 HP konsantrasyonu ile sınırlamışlardır (82). Hazır kaşıkla uygulanan, fırça yardımı ile (paint-on), bant şeklinde ve kalem şeklinde uygulanan sistemler ile gargara, cikletler ve diş macunları bu grupta yer alır (Resim 2.10).



Resim 2.10. Tüketici tarafından satın alınıp uygulanan beyazlatma (83)

2.5 Beyazlatmada Kullanılan Işık Kaynakları

Profesyonel beyazlatma tedavilerinde beyazlatma ajanlarının etkisinin yanı sıra süreye bağlı olarak etkinliğini de arttırmak amacıyla özel ısı ve ışık kaynakları kullanılır. Hızlı ve güvenilir ışık kaynaklarının aktivasyon amacıyla kullanılmaya başlamasıyla profesyonel beyazlatma işlemleri daha tercih edilir hale gelmiştir. Ultraviyole ışık kaynakları, tungsten halojen lambalar, LED ışık kaynakları, plazma ark lambalar, lazerler bu amaçla kullanılmaktadır (84). Işık cihazları ışıktan absorbe edilen ısı enerjisini peroksitlere aktararak HP'nin oksidasyon reaksiyonunu hızlandırır. Böylelikle beyazlatma tedavisi termokatalitik etki ile kolaylaşır.

Ancak beyazlatma ajanını ısıtmak için ışık kullanılması, dişte yüksek miktarda dehidratasyona neden olmaktadır. Su kaybı postoperatif hassasiyeti arttırmasının yanı sıra, hızlı sonuç elde edilmesini sağlayarak yanıtıcı olabilir ve gerçek beyazlığa ulaşılmasını engeller (85). Işıkların aktivasyonu ile ilgili asıl problem ise ısı oluşması ve oluşan sıcaklığın pulpayı etkileme olasılığıdır. Yapılan çalışmalarda beyazlatmada kullanılan ışık cihazlarının sebep olduğu sıcaklık artışının güvenilir sınırlar içinde olduğu bulunmuştur. Çalışmaların sonuçlarına göre bu tür cihazlar pulpada geri dönüşümsüz zarar oluşturacak eşik değerin (5,5°C) altında bir sıcaklık artışına sebep olur (86, 87).

Dişteki ani sıcaklık değişiklikleri dişte sert dokularda, pulpa dokusunda (88) ve restoratif materyal ile diş birleşiminde hasara neden olabilir (89). Dişin canlılığından sorumlu olan pulpa ısıya karşı dayanıksızdır. Pulpal sıcaklık yaklaşık 5,5°C arttığında geri dönüşümsüz pulpal hasar meydana gelir (90).

2.5.1 Ultraviyole Işık Kaynakları

Ultraviyole (UV) cihazlar, günümüzde indirekt rezin polimerizasyonu ve beyazlatma amacıyla kullanılmaktadır (Resim 2.11). UV ışığa uzun süre maruziyet cilt ve gözlere zarar verir (91). Bu cihazlar 10-400 nm dalga boyunda ışık yayarlar. HP, 365 nm ve daha kısa dalga boyunda ışıkla daha kolay aktive olmaktadır.

Dolayısıyla diş beyazlatmada aktivasyon amacıyla kullanılan UV ışığın beyazlatma etkinliği diğer ışık kaynaklarına göre daha fazladır (92).



Resim 2.11. UV ışık kaynağı ile diş beyazlatma (93)

2.5.2 Tungsten Halojen Işık Kaynakları

Kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları 380 -520 nm dalga boyları arasında mavi ışık üreten ve dental işlemlerde yaygın olarak kullanılan ışık kaynaklarıdır (Resim 2.12). Halojen ışık kaynaklarının çalışması sırasında içeriğindeki tungsten filamentlerde ısı artışı görülür. Bu kaynaklarda yüksek ısı oluşmasının başka bir nedeni de kızılötesi enerji oluşturmasıdır. Kızılötesi, madde tarafından emildiğinde ısı meydana getirir. Bunu önlemek amacıyla ısı abzorbe edici filtreler kullanılmaktadır (94). Papathanasiou et al (95) *in vivo* olarak yaptıkları bir çalışmada, %35 HP'lik beyazlatma jelini halojen ışık kaynağı ile aktivasyonlu ve aktivasyonsuz uyguladıkları gruplar arasında beyazlatma etkinliği açısından fark bulamamışlardır. Bu çalışma tungsten halojen ışık kaynağının isteğe bağlı olarak kullanılabilceğini göstermektedir.



Resim 2.12. Tungsten halojen ışık kaynağı (96)

2.5.3 LED Işık Kaynakları

LED (ışık yayan diyot [light-emitting diodes])'ler elektrik enerjisini ışığa dönüştüren özel bir diyot türü olup ve uygulandıkları objelerde sıcaklık artışı çok az olur (Resim 2.13). LED'ler filtre gerektirmeyen tek kaynaktır (97). Koçak ve ark. (98) beyazlatmada aktivasyon amacıyla kullanılan LED ışık kaynağı ile diyot lazer arasında beyazlatma etkisi açısından fark bulamamışlardır. Her iki ışık kaynağının da yüksek beyazlatma etkisi gösterdiğini belirtmişlerdir.



Resim 2.13. Beyazlatma amacıyla kullanılan LED ışık cihazı (99)

2.5.4 Plazma Ark Işık Kaynakları

Plazma maddenin dördüncü hali olup iyonize gazı ifade eder. Gazın iyonizasyonu için yüksek seviyelerde enerji gerekir ve bu sırada elektromanyetik enerjinin çok büyük bir kısmı meydana gelir. Enerji spektrumları oldukça geniş olup UV, görünür ve kızılötesi ışık yayarlar. Dolayısıyla çalışma sırasında yüksek ısı üretirler ve geniş bir filtrasyona ihtiyaç duyarlar (94). Bu sebeple günümüzde kullanılmamaktadır.

2.5.5 Lazer

Lazerler, diş hekimliğinde cerrahi, restoratif ve protetik uygulamalarda sıklıkla kullanılan cihazlardır. 1998'de Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA), diş beyazlatma amacıyla CO₂ lazerlerin kullanımını tavsiye etmemiştir. Bunun yanında argon lazerlerin üretici firmaların talimatları doğrultusunda beyazlatma ajanını aktivasyon amacıyla kullanılabileceğini bildirmiştir (100). Beyazlatmada diyet lazer (810-980 nm), Nd: YAG (1064 nm) ve Er: YAG (2940 nm) lazerler de kullanılmaktadır (Resim 2.14) (101). Lazerin dalga boyu seçimi gönderilen ışığın dalga boyuna hedef dokunun verdiği yanıtı göre yapılmaktadır (12). Diyet lazerde 980 nm dalga boyu su absorpsiyonunun en yüksek olduğu parametredir. Bu nedenle enerjinin su içerikli jelde emilimi daha yüksektir ve aktivasyon diş dokusunda daha az ısı oluşturarak gerçekleşmektedir (101). Gürkan ve ark.'nın (102) *in vivo* olarak yaptıkları çalışmalarında %37 HP beyazlatma sistemini diyet lazerle, %35 HP beyazlatma sistemini plazma arkla, %38 HP beyazlatma sistemi LED ışık kaynakları ile aktive etmiş ve kontrol grubu olarak %38 HP beyazlatma sistemi kullanmışlardır. Diyet lazer ışık kaynağıyla aktive edilen grupta elde edilen ΔE değerlerinin diğer gruplardan yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Carrasco et al. (103), 790 nm dalga boyu, 40 mW gücündeki lazer ile farklı ışık kaynaklarının oluşturduğu sıcaklıkları karşılaştırdıkları *in vitro* çalışmalarında, halojen ışık kaynağıyla ortaya çıkan ısının lazerden yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Sulieman et al. (86) 830 nm dalga boyu ve

1-2 W arası güçteki diyot lazerin pulpaya zarar verebilecek sıcaklık değişimine sebep olmadığını bildirmiştir.



Resim 2.14. Diyot lazer ile diş beyazlatma (104)

2.5.6 Atmosferik Basıncı Soğuk Plazma Güç Kaynağı (ABSP)

Plazma maddenin dördüncü hali olup kısmi iyonize gaz olarak tanımlanmaktadır. Herhangi bir gaza uygun basınçta yüksek enerji verildiğinde, gaz partikülleri iyonize olarak plazmayı oluşturur. Plazma elektronik, havacılık, gıda endüstrisi gibi birçok alanda kullanılmaktadır. ABSP üretimi, plazmanın tıp alanında da yaygın bir şekilde kullanımını sağlamıştır. Estetik diş hekimliğinde ise ABSP'nin beyazlatma aktivatörü olarak kullanılması fikri ilk kez Lee et al. tarafından ortaya atılmıştır (12). ABSP yüksek miktarda serbest radikal oluşturarak diş beyazlatma mekanizmasıyla sinerjik bir etki oluşturmaktadır (105). Park et al. soğuk atmosferik plazma jetin kontrol grubuna göre daha fazla miktarda OH^- ürettiğini tespit etmiş ve beyazlatma işlemi sırasında ortaya çıkan sıcaklığın vücut sıcaklığını geçmediğini bildirmiştir (106).

Plazma birçok endüstri alanında temel bir rol oynamakta olup yaşantının tamamlayıcı bir parçasını oluşturmaktadır. Hindistanlı bir fizikçi olan Meghnad Saha, evrenin %99'unu plazmanın oluşturduğunu söylemiştir (107). Güneş, yıldızlar, yıldırım ve şafak doğadaki plazma örnekleridir. Plazma belirli spesifik uygulamalar

için çeşitli yöntemlerle yapay olarak da üretilebilir. Floresan lambalar, neon aydınlatmalar, plazma ekran panelleri, bilgisayarlar, cep telefonları plazmadan yayılan ultraviyole ışığı kullanan tipik yapay plazma örnekleridir.

Son zamanlarda plazma, biyomedikal alanın da ilgisini çekmiş ve tıp alanında pratik kullanımda yerini almıştır (108, 109). Plazmanın biyolojik etkilerinin keşfedilmesiyle, kimyasal medikasyonların yerine geçebilecek devrimsel bir yaklaşım oluşmuştur. Tıp alanındaki biyolojik gelişmelerin moleküler ve nanoteknolojiye doğru ilerlemesiyle “plazma tıbbı” denilen bir alan doğmuştur. “Dielektrik bariyer deşarjı” ve düşük sıcaklıklı plazma jetlerin tanıtılması ile plazmanın kullanım alanını kısıtlayan yüksek sıcaklık, vakum, yüksek enerji ve soygazlar gibi etmenler ortadan kalkmış ve plazma oda sıcaklığı, serbest hava, düşük güçlü atmosferik basınçta kullanılabilir bir hale gelmiştir. Araştırmacılar düşük sıcaklıklı plazmanın canlı doku ile doğrudan temasını sağlayarak proteinleri inaktive etmek, yara iyileşmesini hızlandırmak, hemostaz sağlamak, yara dezenfeksiyonunu sağlamak ve bazı kanser türlerinde seçici olarak kanserli hücreyi öldürmek üzere yöntemler geliştirmişlerdir (109).

2.5.6.1 Plazmanın Temelleri

2.5.6.1.1 Tarihçe ve Tanım

İlk plazma çalışmaları, 1700’lü yıllarda Benjamin Franklin’in uçurtma deneyi yapmasıyla birlikte başlamıştır. Bu deneyde yüklü bulutlardaki statik elektriğin bir kısmı uçurtmanın ıslak ipliğinden aşağı inip ucuna bağlı olan anahtarda kıvılcımlar oluşturmuş ve böylece yıldırımın bir “elektrik deşarjı” olduğu görülmüştür. 1879 yılında İngiliz fizikçi Sir William Crookes kendi adını verdiği “Crookes tüpü”nü geliştirmiştir. Bu cam tüp içindeki elektrotlara yüksek voltaj uygulandığında elektronlar katottan anoda doğru düz hatta hareket etmeye başlar. Crookes tüpü içinde oluşan katot ışınması plazmanın ilk olarak keşfini sağlamış ve maddenin 4. hali olarak belirtilmiştir.

“Plazma” terimi Yunanca’dan gelmektedir ve Amerikan fizikçi ve kimyacı Irving Lanmuir tarafından 1928’de tanımlanmıştır (110). Plazma gevşek ve kısmen iyonize edilmiş gaz olarak ifade edilmektedir (107). Maddenin katı haline yeterli miktarda ısı enerjisi verilirse sıvı hale, sıvı haline yeterli enerji verilirse gaz haline geçer. Eğer bir gaz daha fazla enerjiye maruz bırakılırsa gaz partikülleri birbirleriyle çarpışmaya başlar ve buradaki atom veya molekülden son bir elektronun kopmasıyla elektronları serbestleştirerek pozitif yüklü atomik ve moleküler iyonlar meydana getirirler. Buna “gazın iyonizasyonu” denir. Plazma halinde, maddenin atomları iyonlaşmıştır. Plazma içinde aynı zamanda elektronlar, iyonlar, fotonlar, uyarılmış atomlar veya moleküller, radikaller, metastabil atomlar, nötral atom veya moleküller de vardır (Şekil 2.3) (107). Gaz ile plazma arasındaki sınır tam olarak belli değildir. Maddenin gaz hali elektriksel olarak yalıtkan iken, plazma hemen hemen nötrdür. Ancak serbest elektriksel yükler plazmayı elektriksel olarak iletken yapar, hatta bazen bakır ve altından daha iyi bir iletkenidir, elektrik ve manyetik alanla etkileşir. Plazma halinde çok hızlı kimyasal reaksiyon oluşmaktadır ve plazma içinde bulunan parçacıklar sürekli etkileşim halindedir. Bu yüzden plazma maddenin katı, sıvı, gaz hallerinden farklı olarak 4. hali olarak tanımlanmaktadır (107).



Şekil 2.3. Plazma içeriği (13)

Plazma oluşturmak için gaza farklı şekillerde enerji verilebilir. Gazlar, ısı uygulama sonrası sıcaklığı artırılarak plazmaya dönüştürüleceği gibi, en sık tercih edilen yöntem olarak; elektrik ya da elektromanyetik alana maruz bırakılarak da plazma oluşturulur. Bu nedenle plazma genellikle “gaz deşarjı” anlamına gelmektedir (107).

2.5.6.1.2 Plazma Oluşumu ve Devamlılığı

Atom, çekirdeğinde kütleleri birbirine eşit pozitif yüklü protonlar ve yüksüz nötronlar ile yörüngesinde kütlece proton ve nötronların külesinden yaklaşık 1850 kat daha az olan negatif yüklü elektronlardan oluşur. Bu yüzden çekirdek içindeki nötron ve protonlara ağır partiküller denir. Negatif yüklü elektronlar, pozitif yüklü protonlar ve nötronlar atom içinde eşit sayıda, denge halinde olduğunda atom nötr olarak tanımlanır. İyonizasyon nötr durumdaki atomun elektron alarak veya vererek yüklü iyon haline gelmesidir. Atom elektron vererek pozitif yüklü iyon haline gelirken, elektron aldığıda negatif yüklü iyon olur. Elementin en küçük birimi atom, ışığın en küçük birimi fotondur. Foton, elektrona çarptığında enerjisini elektrona vererek saçılır. Enerji alan elektron bir üst yörünge seviyesine çıkar ve atom uyarılmış olur. Ortaklanmamış (eşlenmemiş) elektronu bulunan ve diğer atom ve moleküllerle reaksiyona girme, onlardan elektron koparma, elektronlarını eşleme eğilimi olan atom ve moleküllere serbest radikaller denir. Serbest radikaller pozitif yüklü (katyon), negatif yüklü (anyon) veya elektriksel olarak nötral olabilirler.

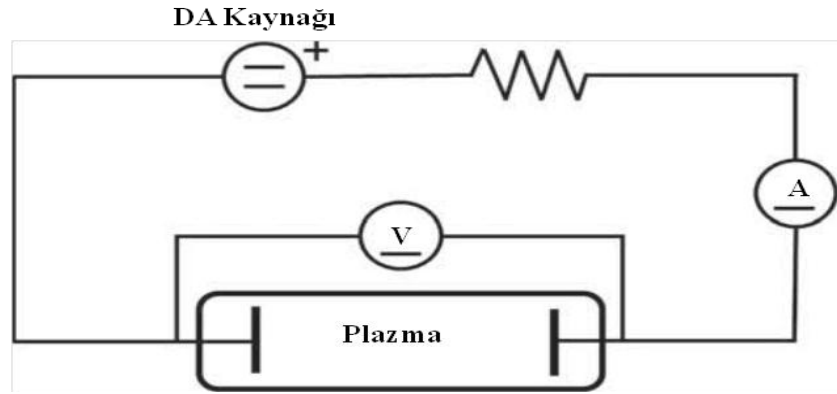
Soy gazlar elektron almayan ve vermeyen, tepkimeye girmeyen kararlı tek atomlu gazlardır. Helyum (He), Neon (Ne), Argon (Ar), Kripton (Kr), Ksenon (Xe) ve radyoaktif Radon (Rn) doğal olarak bulunan soy gazlardır (108).

Herhangi bir gaza (soy gaz, saf oksijen, hava), uygun basınçta (düşük, atmosferik veya yüksek basınç), yüksek enerji verildiğinde (ısı, doğru akım (DA) veya alternatif akım (AA) kaynağı, elektrik, elektromanyetik alan, radyo frekans dalgaları (RF) vs.) gaz partikülleri birbirleriyle çarpışmaya başlar. Gaz iyonize olur

ve kararsız bir yapı haline gelir. İyonlar, elektronlar, serbest radikaller ve fotonların bulunduğu bu yapı plazma fazıdır (13).

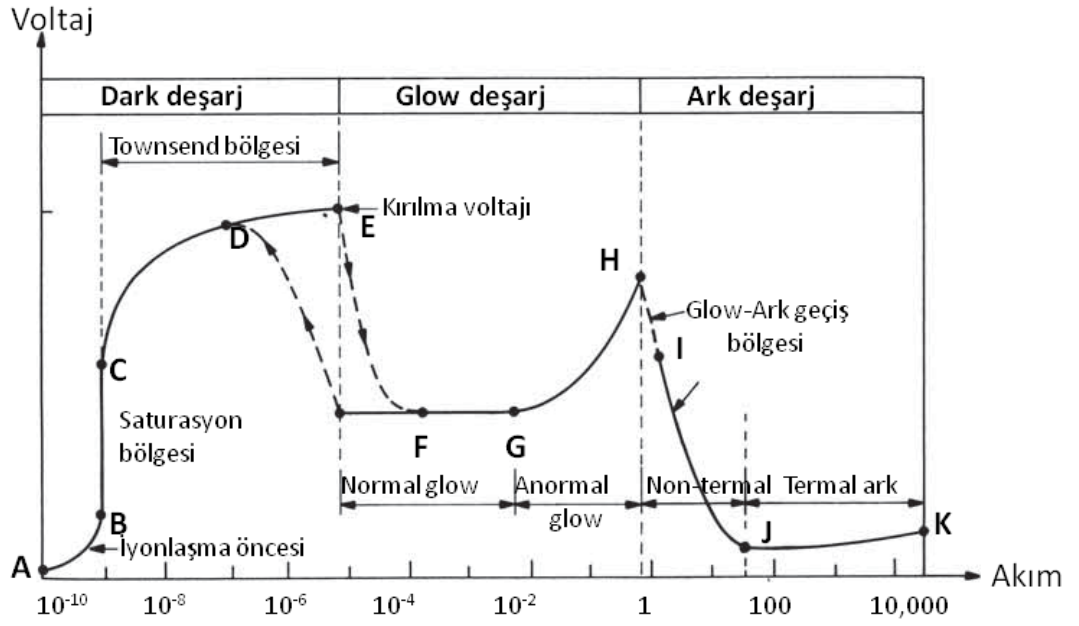
Dışsal elektrik alan etkisi ile hızlandırılan enerji yüklü elektron ve iyonlar, gaz atomları ve moleküller ile çarpışarak makroskobik ve mikroskobik fizikokimyasal olaylar meydana getirirler. Oluşan makroskobik etkilerden biri elektron ve iyonların, elektriksel olarak nötral olan gaz atomları ve moleküller ile çarpışması sonucu elektronların kinetik enerjilerini gaz atomlarının ya da moleküllerin termal enerjisine aktarmalarıdır. Bunun sonucunda moleküller atomlarına parçalanabilir, gaz atomları bir üst enerji seviyesine atlayabilir ya da üst seviyeye atlanmış bir atom tekrar alt enerji seviyesine dönerken foton emisyonu gerçekleşebilir.

Gaz deşarjı olarak yapay plazma oluşturmanın en pratik yolu gaza elektrik ya da elektromanyetik enerji vermektir. Konu daha ayrıntılı incelenecek olursa, doğru akım (DA) deşarjının en basit şekli Şekil 2.4’de gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Düşük basınç altında doğru akım deşarjı (13)

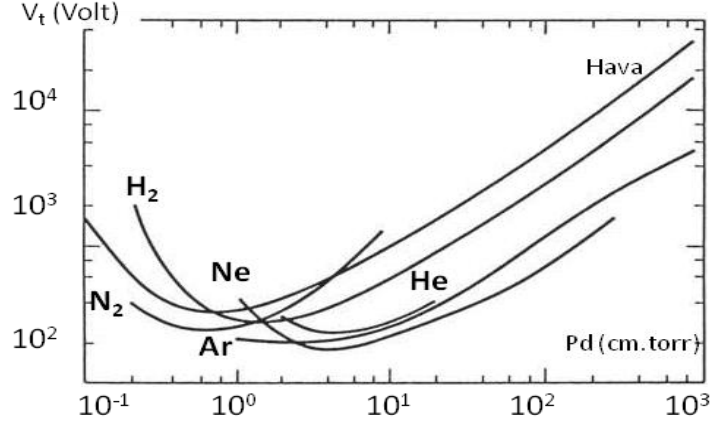
Birbirine paralel iki paralel elektrot düşük basınç altında gaz dolu cam bir tüp içinde yüksek voltajlı DA gücüyle birbirine bağlanır. DA düşük basınç deşarjının voltaj akım karakteristikleri şematik olarak Şekil 2.5’de gösterilmiştir.



Şekil 2.5. DA düşük basınç deşarjının voltaj akım karakteristikleri (13)

Deşarj üç ana rejime ayrılır: “Dark deşarjı”, “Glow deşarjı” ve “Ark deşarjı”. Şekil 2.5’deki şemada A-E noktaları arasındaki bölge gözle görülemeyen dark deşarjını göstermektedir. A ve B bölgeleri arasındaki iyonizasyon öncesi dönem süresince, zayıf bir elektrik akımı üretilir, ancak çığ gibi bir reaksiyon meydana gelmez. Elektrotlar arasındaki voltaj C noktasından sonra arttığında, elektronlar, nötral partiküllerin iyonizasyonunun bir çığ haline gelmesi için yeterli enerjiyi almış olurlar. “Townsend bölgesi” ya da “Townsend deşarjı” olarak adlandırılan bu bölgede, artan voltajın bir fonksiyonu olarak akım da katlanarak artar. Voltaj E noktasından da ileriye arttığında, iyonlar, elektriksel düşüş ile sonuçlanan katot bombardımanı aracılığıyla ikincil elektron oluşumu için gerekli enerjiyi almış olurlar. Elektriksel düşüşteki voltaja “düşük voltaj” veya “kırılma voltajı” denir. E noktasında elektriksel düşüş görülür görülmez akım hızlıca artar ve deşarj glow deşarjı bölgesine geçer. “Glow” terimi plazmanın parlak ve gözle görülebilir halde olduğunu ifade eder. H noktasında iyon bombardımanı katodu elektron emmesi için yeteri kadar ısıtır. Eğer deşarjın oluşması yeterli akım sağlanırsa, glow-ark geçiş bölgesine geçilir. Glow deşarj bölgesi artan basınçla daralma eğilimi gösterir. Kırılma voltajı elektrotlar arasındaki mesafeye ve gaz basıncına bağlıdır (111, 112). Bu olay 1889’da Friedrich Paschen tarafından “Paschen eğrisi” olarak nitelenmiştir.

“Paschen eğrisi” minimum değerdeki kırılma voltajının olduğu yerde iç bükey bir form halini alır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Paschen eğrisi (13)

Elektrotlar arasındaki mesafe 1 cm olduğunda, birçok gaz için minimum kırılma voltajı 100-500V (yaklaşık 0,1-10 tor) aralığında değişkenlik gösterir. Kırılma voltajı basınç arttıkça artar. Atmosferik basınçta, 1 mm'lik aralık mesafesinde deneysel doğru akım kırılma voltajı helyum (He) için 0,75 kV, argon (Ar) için 1,5 kV, hava için 3,2 kV'tur (113).

Plazma aynı zamanda yüksek frekanslı alternatif akımlar (AA) tarafından oluşturulan elektromanyetik alanda da oluşur. Doğru akım (DA) deşarjında plazma oluşturmak için, elektrotlar bir hazne içinde olmalı ve plazmayla direkt temasta olmalıdır. Doğru akım deşarjlarının bu engelleri alternatif akım deşarjları kullanılarak aşılabilir. Elektromanyetik alanların zamanla değişimi, elektron ve iyonize gazları hızlandırabilen elektrik alanları indükler. Elektrotların reaktörün dışında konumlandığı alternatif akım gücüyle elektrotsuz deşarj mümkün olmaktadır. Yüksek frekansta, anodun etrafında kalan iyonlar ve yarım süklus sırasında meydana gelen deşarj boşlukları bir sonraki döngüyü indükler. Bu nedenle alternatif akım deşarjında sağlanan plazma voltajı doğru akım voltajından daha düşüktür. Alternatif akım deşarjlarının en yaygın kullanıldığı alan tipik 13,56 MHz hızındaki radyo frekanslarıdır (RF) (13).

2.5.6.2 Plazmanın Sınıflandırılması

Gaz atom veya moleküllerinin iyonlaşma derecesi ve plazmanın içerisindeki parçacıkların sıcaklığı ile gaz basıncı plazma sınıflamasının temelini oluşturur (114).

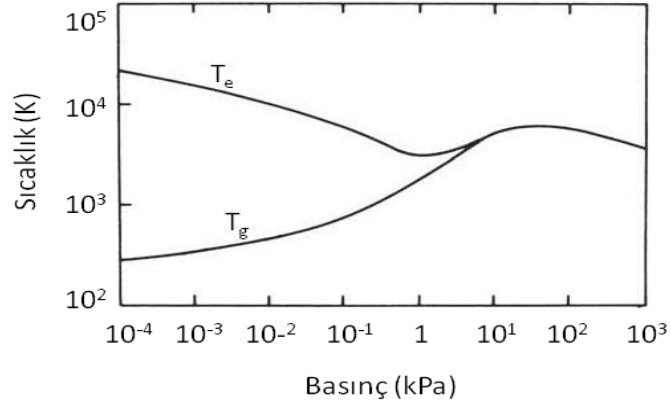
İyonizasyon Derecesine Göre Plazmaların Sınıflandırılması

Tam iyonize plazmalar: Plazma içindeki tüm partiküllerin iyonize olduğu, elektron ve iyon yoğunluğunun birbirine eşit olduğu plazmalardır. Doğal plazmalarda (güneş, yıldızlar) ve termonükleer plazma (füzyon reaktörleri) sistemlerinde mevcuttur (115).

Kısmi iyonize plazmalar: İyonizasyon derecesi düşükse, gaz kısmen iyonlaşmışsa buna kısmi iyonize plazmalar denilir ve laboratuvar koşullarında üretilen birçok plazma (gaz deşarjları) bu tiptedir (115).

Basınca ve Sıcaklığa Göre Plazmaların Sınıflandırılması

Plazma kimyasına bakıldığında, elektron ve ağır partiküllerin aralarında esnek olmayan ve ağır partiküllerin kendi içlerinde esnek çarpışmalar yaptığı görülür. Plazma içindeki elektronların kütleleri küçük olduğu için ısı oluşturmaz ve kolay soğurlar. Elektronlar enerjilerini çarpışma esnasında ağır partiküllere aktarırlar. Plazmanın sıcaklığını kütlelerinden dolayı ağır partiküller belirler. Ağır partiküller kazandıkları enerjiyi ısı olarak yayar ve kolay soğumazlar. Elektronların çarpışma frekansları ve enerji aktarımları dolayısıyla plazmanın sıcaklığı ise gazın basıncına bağlıdır. Şekil 2.7’de gaz basıncıyla elektron ve ağır partiküller arasındaki sıcaklık ilişkisi gösterilmiştir. Plazmanın içindeki elektronlar tüm enerjilerini ağır partiküllere aktarabildiği durumda, yani yüksek basınç altındayken, ağır partiküller plazmayı sıcak hale getirir (108). Uyarılmış elektronlar yüksek sıcaklıklarını korurken basınç düşüktükçe enerjilerini yeterli çarpışma yapamadıklarından ağır partiküllere aktaramaz ve plazma ısısı düşük seviyelerde kalır (116).



Şekil 2.7. Gaz basıncıyla elektron ve ağır partiküller arasındaki sıcaklık ilişkisi (T_e : elektron sıcaklığı, T_g : gaz sıcaklığı) (13)

Yüksek Basınç ve Yüksek Sıcaklıktaki Plazmalar

Yüksek sıcaklıklı plazmalar, plazmayı oluşturan tüm türlerin (elektron, iyon ve nötral türler) termal olarak eşit, dengede olduğu durumu ifade eder. Çok yüksek basınçlarda elektronların çarpışma frekansı artacağından enerji aktarımı uygun hale gelir, elektronlar tüm enerjilerini ağır partiküllere aktarabilir ve böylelikle plazma sıcaklığı yükselir. Elektronların sıcaklıkları plazma içindeki diğer parçacıkların sıcaklıklarına eşit olduğu ve plazma içindeki her türün sıcaklığının birbirine eşit olduğu bu plazmalara total termodinamik dengede (TTD) denilir. Aynı zamanda “Füzyon Plazmaları” ya da “Equilibrium Plazmalar” olarak da adlandırılmaktadır. Laboratuvar ortamında termonükleer füzyon reaktörlerinde üretilen plazmalar TTD sıcak plazmalara örnektir. Güneş ve yıldızlarda ise doğal bir fenomen olarak bulunmaktadır (108).

Düşük Basınç ve Düşük Sıcaklıktaki Plazmalar

Kendi içinde ikiye ayrılmaktadır:

Yarı Denge Bulunan Plazmalar: Negatif elektronların ve tek yüklü pozitif iyonların yük miktarları benzerdir ancak elektronların kütlesi iyonlardan 1000-10000

kat daha azdır. Bu yüzden termodinamik dengenin kurulması çok zordur. Basınç arttırıldığı zaman, elektronlar ve ağır partiküller arasında çarpışma frekansında artış ve etkin enerji değişimi oluşur. Bu koşullarda termodinamik denge kısmen sağlanabilir ve plazmanın sıcaklığı hemen hemen elektronların sıcaklığıyla eşitlenebilir. Bu plazmalar lokal/yarı termodinamik dengede plazma (LTD) olarak adlandırılır. Laboratuvar koşullarında bu plazmalar standart atmosferik basınçta (760 torr) ve daha yüksek basınçlarda oluşur (108).

Dengede Olmayan Plazmalar: Düşük basınçlarda elektron ve ağır partiküllerin çarpışma frekansı termal dengeyi sağlamada yetersizdir. Uyarılmış elektronlar yüksek sıcaklıklarını korurken enerjilerini yeterli çarpışma yapamadığından ağır partiküllere aktaramamıştır. Bu yüzden plazma ısı düşük seviyelerde kalmaktadır. Bu koşullarda oluşan plazmada termodinamik denge kısmi olarak bile kurulamamakta, bu yüzden bu plazmalar lokal termodinamik dengede olmayan plazma (non-LTD plazma) olarak adlandırılmaktadır. Plazmanın düşük sıcaklığı “soğuk plazma” veya “dengede olmayan plazma” terimleri için de kullanılmaktadır (108).

2.5.6.3 Atmosferik Basıncılı Soğuk Plazmalar

Gaz plazmaların oluşumu enerji yüklü parçacıkların (elektronlar, iyonlar, fotonlar), kimyasal olarak reaktif türlerin (serbest radikaller) ve geçici alanların (ısı, şok, elektrostatik ve elektromanyetik alanlar) oluşumu ile ilişkilidir. Bu oldukça dinamik ve kompleks bir süreçtir. Biyolojik malzemeler ile muamele edildiğinde plazmadaki bu ajanlar ve oluşan elektrik alanlar sinerjistik bir etki oluştururlar. Uygulama açısından bakıldığında bu sinerjistik etki gaz plazmalarının yaygın kullanımının en önemli sebeplerindendir. Gaz plazma kaynağı bir materyal ile temas geçtiğinde plazma kaynağından materyalde birçok değişiklik meydana getiren farklı enerji kaynakları ortaya çıkar. Bu değişiklikler materyalde hasar meydana gelmesi gibi fiziksel ya da polimerik yüzey fonksiyonlarında değişiklik oluşması gibi kimyasal olabilir. Düşük ısılı plazma uygulamalarında kimyasal değişikliklerin oluşması tercih edilir. Isı ya da şok oluşması gibi fiziksel değişiklikler

istenmez. Bunun için uygulama alanına göre uygun gaz plazma kaynaklarının seçilmesi ve seçici olarak istenilen etkinin oluşmasına çalışılır. Ancak bu seçici etki oluşumu konu ile ilgili bilimsel temelin ve anlayışın oturtulması ile başarılabilir. Plazmayı oluşturan gaz, voltaj özellikleri, giriş enerjisinin ayarlanması, elektrod dizaynı gibi değişkenler plazmanın etki mekanizmasını etkilemektedir. Tıp ve sağlık alanındaki plazma uygulamalarının büyük çoğunluğunda gaz plazmalarının kimyasal enerjisi kritik öneme sahiptir ve düşük ısıda aktarılmalıdır (108).

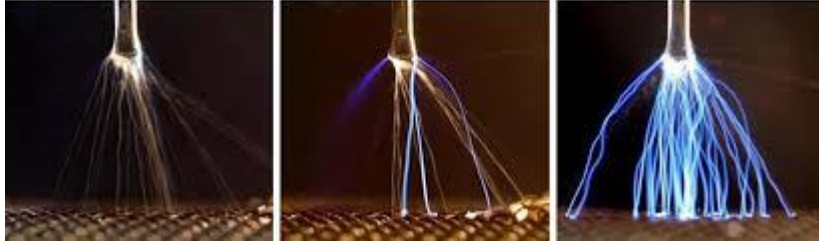
Yüksek veya atmosfer basıncına daha yakın basınçlarda çarpışma frekansı plazma oluşması için yeterli olsa da oluşan plazma sıcak olmaktadır. ABSP üretmek için bir dizi sorunun çözülmesi gerekmektedir. Soğuk plazmalar genel olarak düşük basınçta üretilmektedir. Gerekli olan vakum sistemleri ise pahalı ve komplike yapılarıdır. Eğer yüksek basınç ya da atmosferik basınçta soğuk gaz deşarjı oluşturulabilirse, plazma yapımı kolaylaşır, ilave vakum ekipmanına ihtiyaç duyulmaz ve üretim artar. Bu sebeple ABSP sadece endüstride değil biyomedikal alanda da kullanım alanı bulmuştur (117, 118).

ABSP üretmek için birçok problemin çözülmesi gerekmektedir. Atmosferik basınçta gaz deşarjı üretmek için yüksek voltaj gerekir ve deşarj kolaylıkla ark deşarjına doğru ilerler. Bu sırada ise sıcaklığın yükselmemesi istenir. Birçok strateji ve çeşitli kaynaklar ABSP üretmek için denenmiştir (118, 119). Korona deşarjı, dielektrik bariyer deşarjı (DBD) ve atmosferik basınçlı soğuk plazma jetler (ABPJ) ABSP türleri arasında yer alır.

Korona Deşarjı

İki paralel elektrot yerine tel ya da sivri uçlu elektrot kullanılırsa, telin ucunda yüksek yoğunlukta lokal bir elektrik alan oluşur. Elektrotlar atımlı veya devamlı DA voltaj gücüne bağlanır. Böylelikle atmosferik basınç altında daha düşük voltajda plazma üretilebilir. Tel etrafında taç görünümüne benzer aydınlık bir plazma oluştuğu için, oluşan bu plazmaya “korona deşarjı” denilmektedir (Resim 2.15). Korona deşarj ABSP kaynaklarına en iyi örnektir. Korona deşarjları özellikle endüstride polimer materyallerin işlenmesinde, adezyon ve yapışmanın

arttırılmasında, ozon üretiminde ve endüstriyel gazlardan tozların ayıklanmasında elektrostatik çöktürücü olarak işlev görür. Suyun saflaştırılması, elektro-fotoğraf, fotokopi makinesi, yazıcı, sıvı sprey tabancası ve toz kaplama yöntemleri korona deşarjı uygulamalarına örnektir. Bölgesel bir alanda uygulama yapması ve türdeş (uniform) olmayan özellikleri malzeme işlemede kullanımlarını sınırlandırmıştır (13). Korona deşarjı stabil değildir ve küçük bir alanda oluşur. Elektrotlar arasında “streamer” olarak adlandırılan lokal ark filamentleri oluşur. Streamerler plazmanın düzensiz ve istenmeyen bir şekilde oluşmasına sebep olurlar. Streamerlerin oluşumunu engellemek ve atmosferik basınçta korona deşarjının stabil bir şekilde oluşmasını sağlamak amacıyla farklı stratejiler kullanılır. Bu stratejilerden biri kısa atımlı doğru akım gücüdür. Uyarımlı elektrik atımları glow deşarjdan ark deşarja geçişin gerçekleştiği kritik süreden daha az sürede gerçekleşir ve böylece ağır parçacıkları ısıtmadan elektronlara enerji verilmiş olur. Streamerları önlemenin diğer bir yolu ise dielektrik bariyerlerin kullanılmasıdır (113).

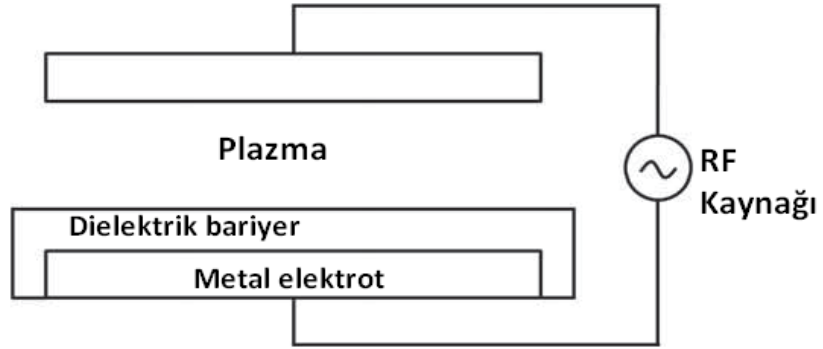


Resim 2.15. Korona deşarjı (120)

Dielektrik Bariyer Deşarjı

Atmosferik basınçta yüksek hacimde soğuk plazma üretmek için en sık kullanılan yöntemlerden biri ilk kez Siemens tarafından 1850’de üretilen DBD olmuştur. DBD kaynakları, birinin ya da her ikisinin birden dielektrik bir materyal ile kaplandığı iki paralel metal plaka elektrottan oluşur (Şekil 2.8). Uygulanan yüksek voltajın frekansı kHz aralığındadır. Dielektrik materyaller elektrik yalıtkanları olmalarına rağmen, elektrik alanda polarize olurlar ve kendi yüzeylerinde elektrik şarjını devam ettirirler. Dielektrik malzemelere örnek olarak seramik, cam ve Perspex (transparan akrilik plastik) verilebilir. Dielektrik katman uygulanan voltajı etkisiz

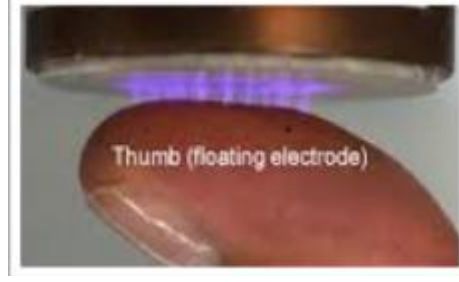
hale getirip deşarj akımını sınırlayan şarjlı parçacıkları bir araya getirir. Sonuç olarak glow deşarjdan arka geçiş engellenmiş olur. Fakat gazın içeriği, voltaj ve frekans açısından belirli koşullar sağlandığında DBD streamer içermeyen, uniform yayılan plazmalar üretilebilir (108). Atmosferik basınçta alternatif akımla üretilen dielektrik bariyer deşarjları, atımlı dielektrik bariyer deşarjı ve su elektrotları yolu ile diffüz deşarjlar dielektrik bariyer deşarj yöntemleridir. DBD sıklıkla endüstride ozon sentezi, elektrik çökmesi, yüzey işlenmesi, tabaka birikimi/depozisyonu, plazma ekran üretimi ve hava kirliliği kontrolünde kullanılmaktadır (108).



Şekil 2.8. Dielektrik bariyer deşarjının şeması (13)

Floating Elektrot DBD Deşarjı

Friedman et al. ürettikleri DBD floating elektrot plazmada (FE-DBD), bir elektrot dielektrik kaplı güçlü bir elektrotken ikinci elektrot canlı doku olmaktadır (Resim 2.16) (121). FE-DBD düzeneğinde ikinci elektrot doku yüzeyi topraklanmadığı için sabit değildir, floating yani yüzer karakterlidir. Deşarj tutuşması yüzeyle elektrot arası mesafe 3 mm'den az olduğunda gerçekleşmektedir. FE-DBD ile en iyi sonuçlar direkt plazma tedavisi uygulamasına imkan veren yöntemlerle atımlı modda (atım sıklığı 30-100 ns arasında) kullanıldığında elde edilir (108).



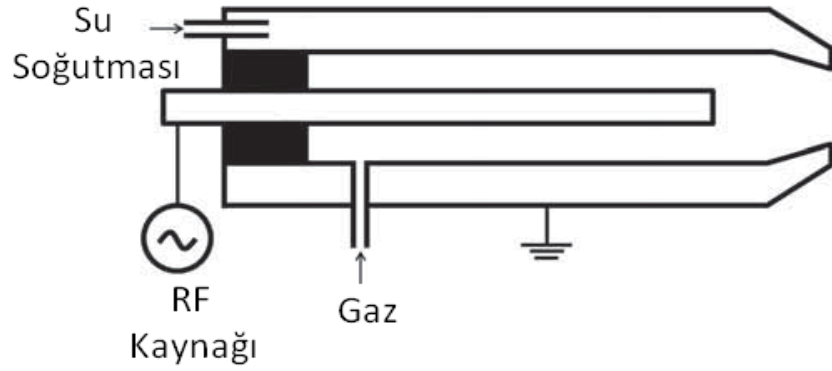
Resim 2.16. Floating elektrot (122)

Direkt plazma muamelesi, DBD kullanılarak yapılabilir. Plazma dielektrik kaplanmış elektrot ile hastanın derisi arasında oluşturulur ve plazmanın ürettiği reaktif ürünler ve uyarılmış fotonlar biyolojik hedefle direk etkileşime girer (121).

İndirekt plazma muamelesinde ise plazma hedef dokudan uzakta oluşturulur ve gaz akımıyla taşınır. Plazmada üretilen reaktif türler ve uyarılmış fotonlar plazma akımını oluşturmaktadır. İndirekt tedavi esnasında sadece uzun yaşayan türler hedef yüzeye ulaşabilmektedir. Çünkü plazma akışı içerdiği metastabil ve iyonların nötral türlerle tekrar birleşmesi sonucu sürekli değişmektedir (121).

Atmosferik Basınçlı Soğuk Plazma Jetler

Atmosferik basınçta stabil ve glow tip plazmalar üretmek için farklı şekillerde deşarj kaynakları üretilmiştir. Kaynakların çoğunda plazmanın bariyer benzeri elektrotlar arasında oluşturulup bu alanda hapsedildiği görülmüştür. Eğer oluşan plazma dışarı atılabilirse örnek üzerinde istenilen alana uygulanabilecektir. Bu amaca uygun olarak bir reaktör içinde üretilen plazmanın açık bir boşluktan dışarı atılmasına plazma jet veya plazma bulutu (plume) denilir (Şekil 2.9) (123). “Plazma feneri”, “Afterglow plazma”, “Plazma kalem” plazma jetleri ifade eden post-deşarj plazma türleridir. Plazma jetlerinde üretilen plazma çalışılan gazın (helyum, argon, hava) akışıyla reaktörden dışarı atılır. Atılan gazın debisi dakikada bir birkaç standart litre kadardır. Elektrotlar arasındaki gaz akışı, elektrotların soğutulması ve termal dengenin sağlanması için oldukça önemlidir (124).



Şekil 2.9. Atmosferik basınçlı plazma jet (13)

Plazma jetlerde iki elektrot arasında üretilen nötraller, metastabiller ve radikaller hızlı gaz akışıyla ortama salınırlar. Plazma akımı reaktif türden zengindir. Plazmada üretilen düşük doz foton ve iyonlar plazma ve hedef (materyal, doku) arasında oluşan elektrik alanda hızla tekrar birleşir. Yeniden birleşme sonucu yüksek miktarda reaktif tür üretilmiş olur. Argon ve helyum gazı jet oluşturmada en sık kullanılan gazlardır. Argon ucuzdur ve argon gazının iyonizasyonu için helyumdan daha az enerjiye ihtiyaç duyulmaktadır. Helyumun termal iletkenliği plazmanın termal denge stabilizasyonunu sağlamada daha etkindir. Plazmalar saf soy gazlardan üretilebildiği gibi az miktarda oksijen ve nitrojen gaz karışımı ilavesiyle oluşturulacak reaktif oksijen ve nitrojen türlerin artırılması sağlanabilir. Soy gazlar ve hidrojen gazı ile yüksek oranda UV ve vakum UV (VUV) fotonlar üretirken, oksijen ve nitrojen gibi soy olmayan gazlarla daha az miktarda UV radyasyon fakat yüksek miktarda reaktif türler üretilmektedir (111).

ABPJ atımlı doğru akım voltajı ile üretilen plazma jetler, alternatif akım voltajı ile üretilen plazmalar ve radyofrekans ile üretilen plazma jetler olmak üzere farklı yöntemlerle üretilebilmektedir. ABPJ yüzey aşındırma ve silikon dioksit filmlerin depozisyonuyla alakalı materyal işlemede kullanılmaktadır (125). Ayrıca biyolojik amaçlı *Basillus globigi* sporlarının inaktivasyonunda kullanılır (126). ABPJ'ler çevre dokuya zarar vermeden hedef doku üzerinde etkisini gösterdikleri için en sık biyomedikal alanda kullanım potansiyeli bulmaktadır (127).

2.5.6.4 Diş Hekimliğinde Plazma Uygulamaları

Biyomedikal alanda uzun yıllardır hücre adezyonu, hücre diferansiyasyonu, genetik transfeksiyon ve biyomateryallerin yüzey modifikasyonu üzerine plazma çalışmaları yapılmaktadır (127). Sıcak plazma kullanılarak koterizasyon ve doku kaldırma işlemleri uygulanmaktadır (128, 129). Son zamanlarda plazmanın ısısal olmayan etkileri tıbbi alanda büyük ilgi çekmiş ve soğuk atmosferik plazmanın kullanımı giderek yaygınlaşmıştır. Plazma kullanılarak yara iyileşmesi ve doku rejenerasyonu üzerine geniş çaplı araştırmalar yapılmıştır (127). Melanoma kanser hücresinin plazma kullanılarak baskılandığını rapor eden çalışmalar mevcuttur (121). Argon plazma koagülatörleri, “Plazon” sistemleri ve “Portrait” plazma doku rejenerasyon sistemleri klinik kullanımı kanıtlanmış plazma cihazlarına örnektir. Diş hekimliğinde plazmanın, implantların yüzey modifikasyonu, kök kanallarının dezenfeksiyonu, biyofilm tabakasının ortadan kaldırılması, sterilizasyon ve antimikrobiyal amacıyla kullanıldığı çalışmalar yapılmakta olup, restoratif diş hekimliğinde plazmanın adezyon, çürük tedavisi ve beyazlatma işlemlerinde kullanılabileceği iddia edilmektedir (13).

2.5.6.5 Diş Beyazlatmada Plazma Kullanımı

Soğuk plazmaların diş beyazlatmada kullanılması fikri ilk olarak Lee et al. (12) tarafından ortaya atılmıştır. Lee et al. (12) hafif derecede renklenmiş dişlerin beyazlatılmasında ışık kaynağının yerine kullanılan ABSP'nin, normal oda şartları altında, diş yüzey proteinlerini kaldırdığını ve yüksek oksidatif özellikteki hidroksil ve oksijen radikallerinin üretimini arttırdığını göstermişlerdir. ABSP elektron-iyon çarpışması sayesinde yüksek derecede reaktif serbest radikal oluşturarak diş beyazlatma mekanizmasıyla sinerjik bir etki oluşturmaktadır (105). ABSP çoğunlukla hava, argon, nitrojen, oksijen ve karışık gazlardan oluşur. Diş beyazlatmadaki etkinliği kullanılan gazların çeşitliliğine bağlıdır. Hava-oksijen karışımı gazlar kullanıldığında, büyük miktarda reaktif oksijen molekülleri açığa çıkar (130).

2.6 Vital Beyazlatma İşleminin Komplikasyonları

Diş Hassasiyeti

Diş hassasiyeti, beyazlatmaya bağlı olmaksızın da oluşabilen diş eti çekilmesi ile birlikte görülebilen bir bulgudur (131). Beyazlatma işleminin bir komplikasyonu olarak termokatalitik beyazlatma sonrası daha yüksek insidanda diş hassasiyeti görüldüğü bildirilmiştir (44, 132). Yapılan çalışmalarda %10'luk KP uygulaması sonrasında diş hassasiyeti görüldüğü bildirilmiştir (133-135). Diş hassasiyeti beyazlatma işleminden sonra 4 gün boyunca sürebileceği gibi (44), 39 gün kadar da devam edebilir (133, 135). *In vitro* çalışmalar, diş hassasiyetinin beyazlatma ajanının pulpal sinirlerde meydana getirdiği enflamasyon nedeniyle oluştuğunu göstermiştir (136). Beyazlatma sonrası görülen diş hassasiyeti, işleme ara verilerek geçirilebileceği gibi florürler veya hassasiyet giderici diş macunları ile de tedavi edilebilir (137).

Diş Eti, Ağız ve Gastrointestinal Mukoza Yaralanmaları

Yüksek konsantrasyonlardaki HP (%30-35) kostik olup diş etinde hasara sebep olur. Yapılan bir çalışmada %1'lik HP'nin diş etiyle 6-48 saat boyunca teması sonrası epitelyal hasar ve akut enflamasyon görüldüğü bildirilmiştir (138). Yapılan klinik çalışmalarda hastaların %25-40'ında diş eti irritasyonu görülmüştür (133, 135). Hasta tarafından uygulanan beyazlatmada uygun hazırlanmayan beyazlatma plakları diş etinde mekanik irritasyona bağlı yaralanmalarına sebep olabileceği gibi, plak içinden taşan beyazlatma jeli yumuşak dokularda kimyasal irritasyon meydana getirir (139). Taşıyıcı plaklar hazırlanırken beyazlatma ajanına yer kalacak şekilde rezervuar (hazne) kullanılmalı ya da blok-out uygulaması yapılmalıdır.

Akut Toksik Etki

Serbest radikallerin lipitleri, proteinleri ve nükleik asitleri oksidasyona uğratabilme kapasitelerinden ötürü HP'nin bazı enzimatik faaliyetleri etkileyebileceği söylenmiştir (140). Yüzde ondan daha yüksek konsantrasyonlarda HP yutulması toksisiteye sebep olabilir. Akut toksisitenin en önemli bulguları

şiddetli karın ağrısı, kusma, solunum azalması, bilinç kaybı, ağızda köpürme, konvülsiyon ve siyanozdur (67).

Genotoksik, Karsinojenik ve Mutajenik Etki

Yapılan bir hayvan deneyi çalışmasında HP'nin konsantrasyonu arttıkça keratin dokuda kalınlaşma ile birlikte karsinoma görülme ihtimalinin arttığı bildirilmiştir (141). HP ve KP içeren beyazlatma ajanlarının genotoksitesinin incelendiği çalışmalarda HP'ye direkt temasta bulunulmasıyla, hücre kültüründe genotoksik etkiler meydana gelebileceği sonucuna varılmıştır (142, 143). Bunların aksine yapılan başka bir hayvan deneyi çalışmasında %35 KP'nin hücresel düzeyde herhangi bir zarara sebep olmadığını göstermiştir (144).

Restoratif Materyaller Üzerine Olumsuz Etki

Yapılan çalışmalarda beyazlatma işleminin, simanların çözünürlüğünü, kompozit rezinlerin ise yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı gösterilmiştir (145-147). KP ve HP uygulamalarının, kompozit rezinler üzerinde *Streptococcus mutans* ve *Streptococcus sobrinus* gibi bakterilerin adezyonunu arttırdığı bildirilmiştir (148). Beyazlatma işlemi amalgam restorasyonları da etkilemektedir. Yapılan çalışmalarda beyazlatma ajanlarıyla amalgamların temas etmesi halinde civa salınımının arttığı gösterilmiştir (149, 150). Bahari et al. (151) %15 KP uygulaması sonrası %43 gümüş içeren amalgam restorasyonlardan civa salınımının arttığını bildirmiştir. Bu sebeple beyazlatma tedavisi öncesinde hastanın eski amalgam restorasyonlarının parlatma işlemi yapılmalı, mümkün olduğunca beyazlatma ajanı restorasyonlarla temas ettirilmemelidir.

Rezin Esaslı Materyallerin Bağlanmasına Olumsuz Etki

Beyazlatmayı takiben ilk 24 saatte yapılan kompozit restorasyonlar dişteki HP kalıntıları nedeniyle polimerize olamamakta, dolayısıyla bağlantı zayıflamaktadır (152, 153). Bu sebeplerle, beyazlatma tedavisinden en az 24 saat sonra restoratif tedaviler yapılmalıdır.

Mine Üzerine Olumsuz Etki

Beyazlatma işlemi sonrası minenin abrazyon direnci ve mikrosertliğinde azalma görülmektedir. Bitter et al. (154) beyazlatma ajanlarının mine yüzeyinde pörözite artışına, homojen olmayan yüzey morfolojisi gibi değişikliklere neden olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalarda beyazlatma ajanlarının mine yüzey morfolojisinde değişikliklere sebep olduğu (155, 156) ve mikrosertliği azalttığı görülmüştür (64, 157). Kalsiyum ve fosfor kaybına bağlı olarak meydana gelen mine sertliğindeki azalma, mine çürüklerine benzer bir yapı sergiler; dolayısıyla *in vitro* çalışmalarla beyazlatma işlemi sonrasında mikrosertlik ölçümleri yapılarak sonuçlar değerlendirilebilir (158, 159). Beyazlatma ajanları mine yüzeyinde çürük benzeri demineralize alanlar oluşturur. Mine prizmaları arasında aralık artışı, yüzey pürüzlülüğü ve *Streptococcus mutans* adezyonunda artışa sebep olur (160).

Mc Guckin et al. (161) beyazlatma sonrası TEM ve profilometre ile mine yüzey analizi yaptıkları çalışmalarında, yüzey morfolojisindeki değişimlerin beyazlatma ajanının konsantrasyonuna bağlı olarak arttığını fakat pH ile alakalı olmadığını bildirmişlerdir. Lena et al. (162) *in vitro* çalışmalarında, %35 HP ile beyazlatma sonrası diş minelerini TEM ile değerlendirmişler ve diş yüzeylerinde şiddetli doku yıkımı olduğunu bildirmişlerdir.

Beyazlatma sonrası azalan mine mikrosertliği remineralizasyon ile düzeltilebilir (163). Tükürüğün remineralize edici tamir kapasitesi sayesinde mikrosertlikte tekrar artış görülür (164).

Dentin Üzerine Olumsuz Etki

Beyazlatma uygulamalarına bağlı olarak dentin geçirgenliğinde artış gözlenir. Dentin geçirgenliğinde artış pulpal patoloji ve eksternal kök rezorpsiyonu oluşturabilmektedir (165). HP dentinin hem organik yapısına hem de inorganik komponentine etkileyerek mikrosertliği azaltır. Lewinstein et al. (166) dentinin mikrosertliğinde görülen azalmanın uygulama zamanı ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Bu sebeple beyazlatma işlemi kontrollü bir şekilde gerçekleştirilmelidir.

Pulpa Üzerine Olumsuz Etki

HP konsantrasyonunun ve uygulama süresinin arttırılması pulpa içerisindeki HP radikallerinin konsantrasyonunu arttırdığı bildirilmiştir. HP düşük moleküler ağırlığı sayesinde mine ve dentini kolayca geçip pulpaya ulaşmakta, pulpal enzimlere etki ederek hassasiyete sebep olmaktadır (167, 168).

Bowles ve Thompson (140), ısı ve HP'nin birlikte uygulamalarının, pulpada bazı hücrel değişimlere sebep olduğunu göstermişlerdir. Yapılan çalışmalarda, beyazlatma aktivasyonu amacıyla kullanılan tungsten halojen ışık kaynaklarının, diyet lazerlerin ve plazma arklarının pulpada belirgin bir sıcaklık artışı meydana getirdiği belirtilmiştir (1, 169).

Pulpal enzimlere zarar veren HP miktarı yaklaşık 50 mg'dır. Yüzde otuz HP 50°C ısı ile uygulandığında pulpa odasına geçen HP miktarı yaklaşık mikrogram düzeyine ulaşabilmektedir. Bu sebeple beyazlatma tedavilerinde, yüksek konsantrasyonlu peroksit ajanlarından ve yüksek ısı oluşumuna neden olan yöntemlerden uzak durulmalıdır (170).

Yeniden Renklenme

Beyazlatma işlemi tamamlandıktan sonra, beyazlama sırasında meydana gelen kimyasal reaksiyonların dengeye ulaşmasıyla diş renginde bir miktar geriye dönüş görülür. Bu sebeple beyazlatma sonrası elde edilen gerçek renk 2 hafta kadar sonra belli olur (171). Rosenstiel et al. (172) %35 HP içeren beyazlatma ajanını 30 dk ışıkla aktive ederek tek seans uyguladıkları *in vitro* çalışmada 7 gün sonunda renkte geri dönüş olduğunu bildirmiştir. Beyazlatma sonrası renk stabilitesinin değerlendirildiği bir *in vitro* çalışmada, tezgah üstü ürünler ile beyazlatma, hasta tarafından uygulanan beyazlatma, profesyonel beyazlatma ve devital beyazlatma yöntemleri uygulanan grupların hepsinde 12 ay sonra renk geri dönüşü tespit edilmiş olmasına rağmen beyazlamanın hala fark edilebilir düzeyde olduğu bildirilmiştir (173).

Beyazlatma sonrası renkte geri dönüş görülmesinin yanı sıra, beyazlayan dişlerin yeniden renklenmeye olan yatkınlığı da artabilir. Bu durum ağaran diş dokularında oluşan renksiz ürünlerin stabil olmamasından kaynaklanabilir. Beyazlatma sonrası renklendirici ajanların diş dokularıyla teması, mine yüzey morfolojisinin bozulmasına bağlı olarak dentin içine penetrasyonuna, uyumu iyi olmayan restorasyon diş ara yüzünde sızıntı şeklinde renklenmeye neden olabilir (174). Bu sebeple beyazlatma işleminden sonraki 2 hafta boyunca hastaların renklendirici ajanlardan uzak durması önerilir.

2.7 Sertlik Deneyleri

Sertlik sıkıştırma kuvveti uygulanan katı haldeki materyalin şekil değişimine karşı gösterdiği direncin ölçüsüdür. Bu ölçü aynı zamanda plastik deformasyon direncidir. Sertlik ölçümünde konik veya küresel bir uç malzemeye batırılır ve yüzeyde bir iz bırakır. Sertlik bu iz ile ters orantılıdır (175).

Günümüzde dental materyallerin sertlik ölçümünde en çok kullanılan yöntemler iz alanının ölçüldüğü Brinell sertlik deneyi (HB) ve Vickers sertlik deneyi (HV) ile iz derinliğinin ölçüldüğü Rockwell sertlik deneyi (HR) ve Knoop sertlik deneyidir.

2.7.1 Brinell Sertlik Deneyi

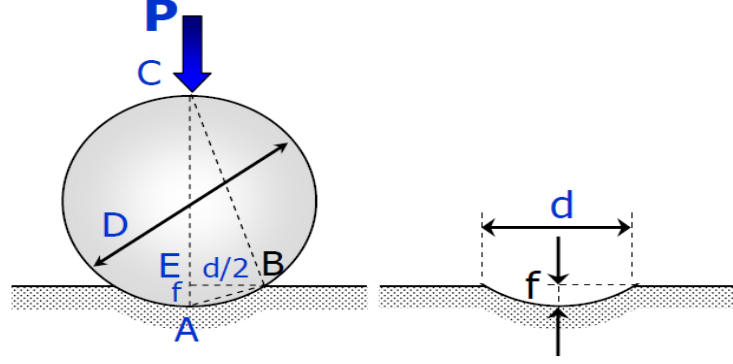
Çelik veya tungsten karbür bilyanın, sertliği ölçülecek malzeme yüzeyine batırılmasıyla, yüzey üzerinde oluşan izin alanının malzemenin sertliğini belirttiği deneydir (Şekil 2.10).

Aşağıdaki formülle hesaplanır:

$$BSD = \frac{2P}{\pi D \left(D - \sqrt{D^2 - d^2} \right)}$$

(P: uygulanan yük [kg], D: bilya çapı [mm], d: izin çapı [mm])

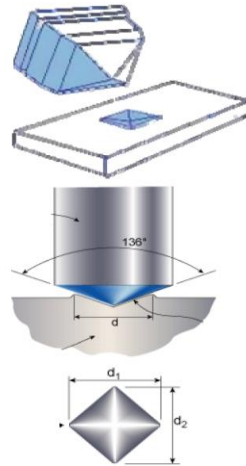
Brinell sertlik ölçümünde genel olarak 10 mm çapındaki bilyalar kullanılır. 10-15 sn boyunca 3 ton kadar yük uygulanır. Sertliği 630'dan daha az olan malzemelerin sertliklerinin ölçümünde kullanılır (176).



Şekil 2.10. Brinell sertlik deneyi uygulama şekli (176)

2.7.2 Vickers Sertlik Deneyi

Vickers sertlik deneyi Brinell sertlik deneyi ile ölçülemeyen daha sert malzemelerin sertliğini test etmek amacıyla geliştirilmiş bir yöntemdir. Teknikte Şekil 2.11'de gösterilen şekilde elmas piramit biçimindeki uçlar kullanılır.



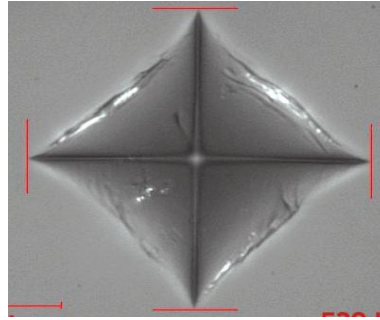
Şekil 2.11. Vickers sertlik deneyi ucu (177)

Vickers sertlik değeri (VSD), uygulanan yükün oluşan iz alanına oranıyla belirlenir. Aşağıda belirtilen formülle VSD hesaplanır:

$$VSD = \frac{2P \sin\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{d^2} \quad VSD = \frac{1.854 \times P}{d^2}$$

(P: Kgf cinsinden uygulanan yük, α : tepe açısı = 136 °, d: taban köşegeni)

Örnek üzerinde oluşan izin görüntüsü mikroskop aracılığıyla ölçme ekranına aktarılır (Resim 2.17). Piramit ucun oluşturduğu izin taban köşegeni mikroskopta ölçülerek belirlenir (177).



Resim 2.17. Numune üzerinde Vickers sertliği ile oluşturulan izin mikroskop görüntüsü (177)

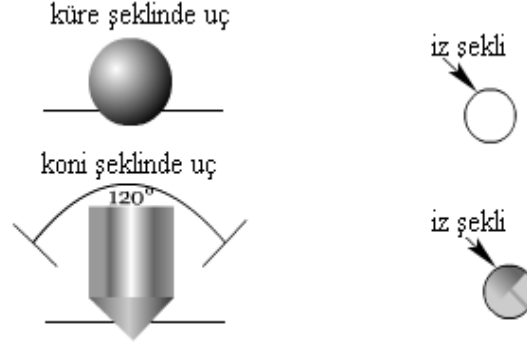
Vickers sertlik deneyi ile hem yumuşak, hem de sert yüzeylerde ölçümler güvenilir bir şekilde yapılır. Vickers sertliği metallerin yanında seramik malzemelerin, siman ve kompozit rezinler gibi restoratif materyallerin, mine ve dentin dokusunun sertliğinin ölçümünde de kullanılır (177).

2.7.3 Rockwell Sertlik Deneyi

Bu yöntem kolay uygulanabilirliği sayesinde metal yüzeylerde en sık kullanılan sertlik ölçümüdür. Teknikte belirli çaplardaki çelik bilyalar ve konik elmas uçlar kullanılır (Şekil 2.12).

Teknikte ucun batma derinliği ölçülerek sembolik bir harf ile ifade edilir. Bu harf uygulanan yükü ve kullanılan ucun türünü gösterir. Ölçüm sonuçları

malzemenin yüzey pörözitesinden etkilendiği için işlem düz yüzeylerde uygulanmalıdır (177).

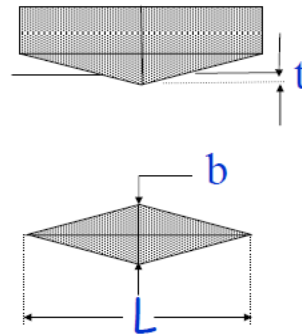


Şekil 2.12. Rockwell sertlik deney uçları (177)

2.7.4 Knoop Sertlik Deneyi

Knoop sertlik deneyinde 130° ve 173° 30' tepe açılı piramit biçimindeki elmas uçlar 1 kgf'den daha az bir yükü uygular (Şekil 2.13). Sertlik sonucunu oluşturan izin derinliği belirler (177). Aşağıdaki formülle hesaplanır:

$$KSD = \frac{14.2P}{L^2}$$



Şekil 2.13. Knoop sertlik deneyi (177)

2.8 Yüzey Analiz Yöntemleri

Fiziksel ve kimyasal değişiklikler maddelerin birbiri ile temasıyla başlar. Temas yüzeylerinin ayrıntılı olarak incelenmesi ve oluşan fiziksel ve kimyasal değişimlerin bilinmesi oldukça önemlidir. Günümüzde tüm dünya genelinde, yeni bir malzeme türü geliştirilirken yapılan araştırmalar, öncelikle yüzey karakterizasyon çalışmaları ile başlamaktadır. Kimyasal karakterizasyon yanında yüzeylerin topolojisi ve morfolojisi ile ilgili bilgiler katalitik aktiviteden biyouyumluluğa kadar birçok davranış mekanizmasını açıklayabilmektedir (178).

Optik mikroskoplarının gelişmesi ile daha büyük görüntüler elde edilse de, optik mikroskoplar 250 nm'den daha küçük ayrıntıyı gösteremezler. Günümüzde yüzey ayrıntılarını atomik boyutta incelemek mümkündür (179). Bu amaçla kullanılan yöntemler:

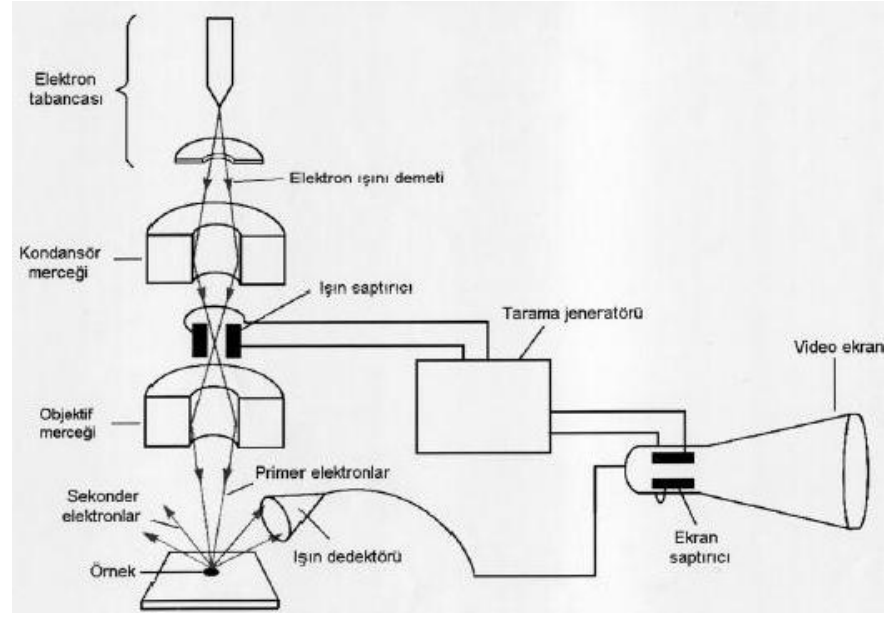
2.8.1 Mikroskopik Yöntemler

Mikroskopi çalışmalarında daha geniş bir alanı incelemek amacıyla taramalı sistemler kullanılmaktadır. Bu sistemlerde malzeme içinden geçen elektronlarla maddenin etkileşmesi sonucu yüzey yapıları ayrıntılı bir şekilde üç boyutlu olarak incelenmektedir (179).

2.8.1.1 Taramalı Elektron Mikroskobu

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) örnek yüzeyinin odaklanmış bir elektron demetiyle taranarak incelendiği bir tür yüzey görüntüleme mikroskobudur. Optik mikroskoplara kıyasla birkaç bin kez daha küçük alandan görüntüler elde edilebilir (179). SEM temel olarak elektron tabancası, kondansör merceği, ışın saptırıcı, objektif merceği, detektörler, "PMT" (foto çoğaltıcı tüp) ve vakum sistemlerinden oluşur (Şekil 2.14). Görüntü elektron tabancasından gönderilir, kondansör merceğinde toplanır, objektif mercekte odaklandıktan sonra ışın saptırıcı

bobinlerle örnek yüzeyi incelemesi gerçekleştirilir. Yüzey yapılarını incelemeye kullanılan bu yöntemin incelenen yapılarda aynı zamanda element analizi yapılabilmesi, incelenebilecek örnek çeşitlerinin oldukça fazla olması gibi avantajları vardır. SEM anatomi, embriyoloji, histoloji, biyokimya, hücre biyolojisi, adli tıp, mikrobiyoloji, patoloji, toksikoloji ve diş hekimliği alanlarında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. SEM’de elektrik ve manyetik alanların da görüntüsü elde edilebilir. Ancak vakum altında görüntü elde edilmesi, iletken numunelerin kullanılması, bakım masrafları yüksek ve pahalı sistemlerdir (180).



Şekil 2.14. SEM yapısı (180)

2.8.1.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu (AKM) nanometre düzeyinde görüntü analizi yapan bir tür elektron mikroskobudur. AKM ile materyallerin topografik, optik, elektriksel ve manyetik değerlendirilmesi yapılabilir. Ayrıca biyolojik örneklerin de incelenmesi mümkündür (181).

2.8.1.3 Geçirimli Elektron Mikroskobu

Geçirimli elektron mikroskobu (TEM) hücre biyolojisi, anatomi, mikrobiyoloji, biyokimya, fizyoloji, toksikoloji, patoloji, metalurji ve malzeme bilimleri, jeoloji alanlarında elde edilen örneklerin 600,000 kat büyütülerek incelendiği bir tür elektron mikroskobudur. Çalışma prensibi açısından optik mikroskoba benzemekle birlikte farklı olarak ışık ışını yerine elektron ışını ve optik merceklerin yerine elektron mercekleri kullanılır. SEM'den farklı olarak ise yüzeyden yansıyan ışınlar yerine yüzey içinden geçen ışınlar sayesinde görüntü elde edilir. TEM'de örnekler sabitleme, içeriğindeki suyun uzaklaştırılması, gömme ve kesit alma aşamalarından geçirildikten sonra hücresel düzeyde incelenir (178).

2.8.2 Spektroskopik Yöntemler

Atom veya moleküllerin X-ışınlarıyla bombardımanı sırasında iyonlaşma sonucu, fırlatılan elektronların kinetik enerjilerinin ölçülmesi elektron spektroskopisinin temelini oluşturur. Bu amaçla X-ışınları Foto Elektron Spektroskopisi (ESCA), Auger Elektron Spektroskopisi (AES), İkincil İyonlar Kütle Spektroskopisi (SIMS) ve X-ışınları Fotoelektron Spektroskopisi (XPS) yöntemleri kullanılmaktadır.

2.8.3 Toplam Yansıma Oranı Azaltılmış Fourier Dönüşümlü İnfrared Spektrometre

Toplam yansıma oranı azaltılmış fourier dönüşümlü kızılötesi spektrometre (FTIR-ATR) farmakolojik araştırmalarda protein / farmasötik etkileşimlerin detaylı olarak incelenmesine olanak tanıyan spektroskopik yöntemdir. FTIR-ATR analizi iyonizasyonla fırlatılan elektron ışınlarının örnek üzerinden saçılması esasına dayanır (182).

Bu tez çalışmasının konusu HP ve DS'ye uygulanan soğuk plazma aktivasyonunun, bu ajanların etkinliği üzerine etkisinin ve uygulama sırasında oluşabilecek sıcaklığın *in vitro* koşullarda değerlendirilmesi ile beyazlatma sonrası diş minelerinde meydana gelen mikrosertlik ve mikroyapısal değişikliklerinin değerlendirilmesidir. Bu çalışmada; 'test edilen HP ve DS'nin plazma ile aktivasyonunun beyazlatma etkinliği üzerine etkisi yoktur', 'test edilen HP ve DS'nin plazma ile aktivasyonunun renk stabilitesi üzerine etkisi yoktur', 'test edilen HP ve DS'nin plazma ile aktivasyonunun mine mikrosertliği üzerine etkisi yoktur' ve 'test edilen HP ve DS'nin plazma ile aktivasyonunun mine yüzey morfolojileri üzerine etkisi yoktur' sıfır hipotezleri test edilmiştir.

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma protokolü 215 karar no'lu ve 12.11.2015 tarihli İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu raporu ile onaylandı. Bu *in vitro* tez çalışmasının örnekleri hazırlama aşamaları İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde, etkinlik ve renk stabilitesi analizi İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Tıbbi Plazma Laboratuvarı'nda, mikrosertlik analizi İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Mekanik Test Laboratuvarı'nda, SEM analizi Dokuz Eylül Üniversitesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Karakterizasyon Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

3.1 Beyazlatma Etkinliği ve Renk Stabilitesinin Değerlendirilmesi

3.1.1 Dişlerin Seçimi

Bu çalışmada 120 adet çekilmiş ön bölge daimi sığır dişi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki eklentiler kretuar ile uzaklaştırıldı ve dişler 1 hafta %10' luk formalin çözeltilisinde bekletilerek steril edildi (183). Çatlak, yarık, çürük veya herhangi bir gelişimsel anomalisi bulunan dişler çalışmaya dahil edilmedi (184).

3.1.2 Örneklerin Hazırlanması

Dişler hassas kesme cihazında (IsoMet 1000 Hassas Kesme Makinası, Buehler, ABD) elmas kesme diski (Isomet Diamond Wafering Blades, Buehler, ABD) ile önce bukkolingual yönde kesilerek bukkal yüzeyleri kullanıma hazırlandı (Resim 3.1). Dişlerin kökleri mine-sement sınırından aeratör ile kesildi (184). Daha sonra meziodistal yönde ikiye ayrılarak toplam 240 örnek elde edildi. Örnek

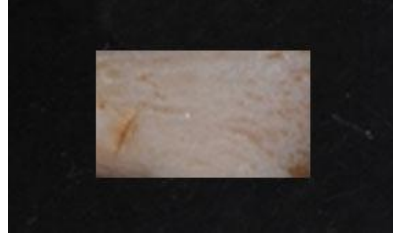
kalınlıkları kumpas ile ölçülerek, toplamda yaklaşık 3 mm kalınlıktaki dişler çalışmaya dahil edildi (Resim 3.2). Son olarak örnekler boyutlarının standart hale getirilmesi için, her birinden 0,5 cm eninde ve 1 cm boyunda olacak şekilde kesilerek hazırlandı (Resim 3.3). Plazma düzeneğinde oluşturulan plazmanın istenen hedefe tam olarak yönlendirilmesini engellemek amacıyla hazırlanan örnekler herhangi bir kalıp içine gömülmedi.



Resim 3.1. Hassas kesme cihazı



Resim 3.2. Örnek kalınlıklarının kumpas ile ölçülmesi



Resim 3.3. Hassas kesme cihazında hazırlanmış ve standart hale getirilmiş sığır dişi örneği

3.1.3 Yapay Tükruk Solüsyonunun Hazırlanması

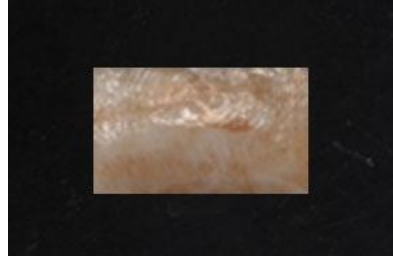
Yapay tükruk solüsyonu Leung and Darvell (185)'in formülüne göre Tablo 3'de belirtildiği şekilde hazırlandı.

Tablo 3. Yapay tükruk solüsyonunun içeriği

Monopotasylum fosfat (KH_2PO_4) : 0,33 g
Disodyum fosfat (Na_2HPO) : 0,34 g
Potasyum klorür (KCl) : 1,27 g
Sodyum tiosiyonat (NaSCN) : 0,16 g
Glikoz : 0,03 g
Sodyum klorür (NaCl) : 0,58 g
Kalsiyum klorür (CaCl_2) : 0,17 g
Amonyum klorür (NH_4Cl) : 0,16 g
Üre : 0,2 g
Askorbik asit : 0,002 g
Müsin : 2,7 g
Deiyonize su : 1000 g
Hepes : 0,02 g

3.1.4 Örneklerin Renklendirilmesi

Renklendirmenin etkinliğinin artırılması amacıyla dentin 15 sn %37'lik fosforik asitle (Scotchbond Asit, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) asitlendi. Örnekler 1 hafta boyunca %25'lik kahve karışımında (Nestle, Sao, Paulo, SP, Brezilya) 37°C'de etüvde bekletildi. Karışım soğuduktan sonra örnekler içine atıldı (186). Renklenen örnekler 1 hafta sonra su altında fırça ile yıkandı (Resim 3.4). Daha sonra mine ve dentinin iç tabakalarına kadar yerleşen kahvenin açığa kalan dentin dokusundan akıp gitmemesi amacıyla dentin şeffaf tırnak cilasıyla kapatıldı. Mine yüzeyindeki dışsal renklemelerin giderilmesi için pomza ile polisaj yapıldı. Renklendirme sonrası 14 gün yapay tükürükte bekletildi. Tükürük her gün tazelendi.



Resim 3.4. Renklendirme işlemi tamamlanmış bir örnek

3.1.5 Ön Çalışma Yapılması

ABSP güç kaynağı kullanılarak yapılacak beyazlatma işlemlerinde plazmanın etkili olduğu uygulama süresini tespit etmek amacıyla ön çalışma yapıldı. Bunun için %40 HP jelin (Opalalance® Boost PF %40, Ultradent Inc., Güney Jordon, UT, ABD), plazma ile aktive edilmiş deiyonize suyun (DS) ve plazma ile aktive edilmiş %40 HP jelin 3, 5, 7 ve 10'ar dk'lık uygulamaları olacak şekilde toplam 12 grup belirlendi (Tablo 4). Otuz sığır dişi kullanılarak 60 örnek hazırlandı (n=5). Renk değişimi CIE L*a*b* sistemine göre $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$ formülüyle hesaplandı. Elde edilen verilere göre en etkili beyazlamanın gerçekleştiği sürenin 5 dk olduğu görüldü. Daha iyi sonuçların alınma ihtimali sebebiyle 10 dk'lık uygulamanın da yapılmasına karar verildi. Ancak 20 dk'lık döngülerle kullanılan

%40 HP'yle karşılaştırmak amacıyla 20 dk'lık plazma uygulaması yapılmadı. Çünkü 20 dk boyunca sürekli ABSP güç kaynağı kullanarak oluşan plazma, elektrotun aşırı ısınmasına ve bozulmasına sebep olmaktadır.

Tablo 4. Ön çalışmanın renk değişimi (ΔE) verileri (n=5)

No	Grup	ΔE
1	%40 HP jel - 3 dk	2,1
2	%40 HP jel - 5 dk	2,6
3	%40 HP jel - 7 dk	3,5
4	%40 HP jel - 10 dk	3,8
5	Plazma + DS - 3 dk	7,2
6	Plazma + DS - 5 dk	8,9
7	Plazma + DS - 7 dk	10,1
8	Plazma + DS - 10 dk	11,4
9	Plazma + %40 HP jel - 3 dk	5,4
10	Plazma + %40 HP jel - 5 dk	6,5
11	Plazma + %40 HP jel - 7 dk	7,1
12	Plazma + %40 HP jel - 10 dk	7,5

3.1.6 Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

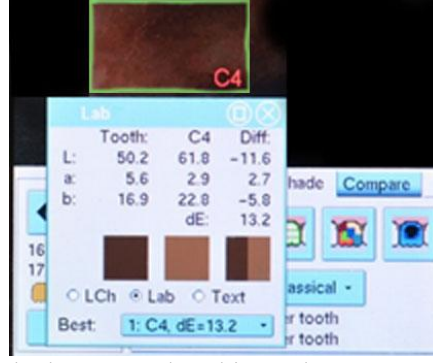
Örnekler beyazlatma yöntemleri ve sürelerine göre her grupta 20 örnek olacak şekilde 12 gruba ayrıldı (n=20). Plazma ile aktive edilmiş DS'nin beyazlatma etkinliğinin yüksek bulunması üzerine deney gruplarına plazma ile aktive edilmiş DS grupları da eklendi. Çalışma grupları Tablo 5'te verilmiştir.

Tablo 5. Çalışma grupları ve uygulama süreleri

No	Gruplar	Uygulama Süresi	Örnek sayısı (n)
1	%40 HP Jel (HP-5)	5 dk	20 örnek
2	%40 HP Jel (HP-10)	10 dk	20 örnek
3	%40 HP Jel (HP-20)	20 dk	20 örnek
4	Plazma + %40 HP Jel (P-HP-5)	5 dk	20 örnek
5	Plazma + %40 HP Jel (P-HP-10)	10 dk	20 örnek
6	Plazma / %40 HP Jel (P-HP-5/HP-15)	Plazma + %40 HP Jel 5 dk %40 HP Jel 15 dk	20 örnek
7	Plazma / %40 HP Jel (P-HP-10/HP-10)	Plazma + %40 HP Jel 10 dk %40 HP Jel 10 dk	20 örnek
8	Plazma + DS (P-DS-5)	5 dk	20 örnek
9	Plazma + DS (P-DS-10)	10 dk	20 örnek
10	DS (DS-5)	5 dk	20 örnek
11	DS (DS-10)	10 dk	20 örnek
12	DS (DS-20)	20 dk	20 örnek

3.1.7 Başlangıç Renk Ölçümü

Renklendirmeden 14 gün sonra örneklerin başlangıç Vita renkleri ve CIE L*, a*, b* sistemine göre renk değerleri dental spektrofotometre (Spectroshade, MHT OpticResearch AG, Niederhasli, İsviçre) ile gri arka plan üzerinde ölçüldü. Ölçümler karanlık odada gerçekleştirildi. Gri arka plan üzerinde örneğin yeri işaretlendi ve örnek cihazla arasında aynı mesafe olacak şekilde hep aynı yere yerleştirildi (Resim 3.5). Ölçümler 3 kez tekrarlandı ve değerlerin ortalaması alındı. En çok skorlanan Vita renk değeri de kaydedildi.



Resim 3.5. Spektrofotometre ile renk ölçümü yapılmış bir örnek

3.1.8 Renklendirilmiş Örneklerin Beyazlatılması ve Renk Ölçümü

Beyazlatma yöntemleri Tablo 5'teki oranlarda ve sürelerde uygulandı. Beyazlatma jeli diş yüzeyine sond yardımı ile homojen bir şekilde dağıtıldı (187). Plazma uygulamaları alternatif akım ve her mikrosaniyede bir enerji veren güç kaynağı kullanılarak gerçekleştirildi. Soğuk, atmosferik basınçta dielektrik bariyer deşarjlı gaz plazması 1,5 kHz frekansta, pikler arası 22 kV voltajda, plazma elektrodu deşarj oluşabilen 2 mm'lik mesafede yerleştirilerek ve 5 µs'lik atımlarla oluşturuldu (Resim 3.6).



Resim 3.6. Plazma düzeneği ve plazma uygulanan bir örnek

Grup 1 (HP-5)

Bu grupta %40 HP içeren jel (Opalalance® Boost PF %40, Ultradent Inc., Güney Jordon, UT, ABD) üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlandı (Resim 3.7). Karıştırma işlemi öncesinde jel oda sıcaklığına getirildi. Kırmızı enjektör

içindeki beyazlatma jeli beyaz enjektördeki aktivatör kısmına doğru itilerek en az 50 kez olmak üzere jel ile aktivatörün tamamen karışması sağlandı. Karışan jel kırmızı enjektör tarafında toplanarak örnek yüzeylerine 5 dk boyunca uygulandı ve örnekler 37°C’de etüvde bekletildi.



Resim 3.7. % 40 HP jelin karıştırılarak hazırlanması

Grup 2 (HP-10)

Bu grupta Grup 1’deki işlemlerin aynısı tekrarlanarak jel 10 dk boyunca uygulandı.

Grup 3 (HP-20)

Bu grupta Grup 1’deki işlemlerin aynısı tekrarlanarak jel 20 dk boyunca uygulandı.

Grup 4 (P-HP-5)

Bu grupta %40 HP jel homojen bir şekilde diş yüzeyine sürülür sürülmez belirtilen parametrelerde ABSP ile 5 dk boyunca aktive edildi (Resim 3.6). Uygulama tamamlandıktan hemen sonra jel diş yüzeyinden fırça ile su altında yıkanarak uzaklaştırıldı.

Grup 5 (P-HP-10)

Bu grupta Grup 4’teki işlemlerin aynısı 10 dk boyunca uygulandı.

Grup 6 (P-HP-5/HP-15)

Bu grupta %40 HP jel homojen bir şekilde diş yüzeyine sürülür sürülmez 5 dk boyunca belirtilen parametrelerde ABSP ile aktive edildi. Uygulama tamamlandıktan sonra jel diş yüzeyinden uzaklaştırılmadı ve 15 dk daha oda sıcaklığında bekletildi. Böylece 20 dk jel uygulamasının ilk 5 dk'sı plazma ile aktive edilmiş oldu.

Grup 7 (P-HP-10/HP-10)

Bu grupta %40 HP jel homojen bir şekilde diş yüzeyine sürülür sürülmez belirtilen parametrelerde ABSP ile aktive edildi. Uygulama tamamlandıktan sonra jel diş yüzeyinden uzaklaştırılmadı ve 10 dk daha oda sıcaklığında bekletildi. Böylece 20 dk jel uygulamasının ilk 10 dk'sı plazma ile aktive edilmiş oldu.

Grup 8 (P-DS-5)

Bu grupta DS kullanıldı. Belirtilen parametrelerde ABSP 5 dk boyunca diş yüzeyine uygulandı. Ancak suyun örnek yüzeyinden akıp gitmesi sebebiyle ve oluşan elektrik alanın devamlılığının sağlanması amacıyla her 1 dk'da bir cihaz kapatıldı, örnek yüzeyine enjektör yardımıyla 1 damla DS damlatılıp işleme devam edildi.

Grup 9 (P-DS-10)

Bu grupta Grup 8'deki işlemlerin aynısı 10 dk boyunca uygulandı.

Grup 10 (DS-5)

Bu grupta HP-5, P-HP-5 ve P-DS-5 gruplarının kontrol grubu olarak, rnekler DS içeren kap içine atıldı ve 5 dk boyunca 37°C'de etüvde bekletildi.

Grup 11 (DS-10)

Bu grupta HP-10, P-HP-10 ve P-DS-10 gruplarının kontrol grubu olarak, örnekler DS içeren kap içine atıldı ve 10 dk boyunca 37°C’de etüvde bekletildi.

Grup 12 (DS-20)

Bu grupta HP-20, P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10/HP-10 gruplarının kontrol grubu olarak, örnekler DS içeren kap içine atıldı ve 20 dk boyunca 37°C’de etüvde bekletildi.

ABSP güç kaynağı ile aktive edilmeyen gruplarda ve kontrol gruplarında beyazlatma uygulaması sırasında örnekler nemli ortamda 37°C’de etüv içine yerleştirildi. Her uygulama sonrasında örnekler fırça ile çeşme suyu altında 30 sn boyunca temizlendi. Renklendirme yapılmadığı ve beyazlatma uygulanmadığı zamanlarda örnekler yapay tükürük içinde 37 °C’de etüvde saklandı. Yapay tükürük her gün yenilendi. Beyazlatma işlemleri tamamlandıktan sonra örnekler disklerle (Sof-Lex™ Polisaj Diskleri, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) su soğutması altında polisaj yapıldı. Polisaj işleminden sonra örnekler 30 dk süreyle florür içerikli jel (Elmex Gel, Gaba, Lörrach, Almanya) uygulandı (Resim 3.8). Beyazlatma uygulamalarından sonra örneklerin Vita rengi ve CIE L*a*b* renk aralık sistemine göre dişlerin L*, a*, b* değerleri ağız içi dental spektrofotometre ile 3 kez ölçüldü ve değerlerin ortalaması alındı. En çok skorlanan renk değeri de kaydedildi.



Resim 3.8. Beyazlatma sonrası örneklere flor uygulaması ve polisaj işlemi

Beyazlatma sonrasında oluşan renk değişimleri ($\Delta E1$) aşağıdaki denklem ile hesaplandı:

$$\Delta E1 = [(\Delta L1)^2 + (\Delta a1)^2 + (\Delta b1)^2]^{1/2}$$

($\Delta L1$: $L_{\text{beyazlatma sonrası}} - L_{\text{renklendirme sonrası}}$, $\Delta a1$: $a_{\text{beyazlatma sonrası}} - a_{\text{renklendirme sonrası}}$, $\Delta b1$: $b_{\text{beyazlatma sonrası}} - b_{\text{renklendirme sonrası}}$)

3.1.9 Yeniden Renklendirme, Renk Ölçümü ve Renk Stabilesinin Değerlendirilmesi

Örneklerin tekrar renklendirilmesi için renklendirici ajan olarak kırmızı şarap (Kaplankaya Şarap, Şirince, İzmir, Türkiye) kullanıldı. Beyazlatma tedavisi sonrası tüm örnekler 2 hafta boyunca yapay tükürükte bekletildikten sonra 48 saat boyunca kırmızı şarapta tutuldu. Yeniden renklendirme işlemleri tamamlandıktan sonra aşındırıcı olmayan bir diş macunu (Colgate Total 12, Colgate-Palmolive Ltda., Osasco, São Paulo, Brezilya), kullanılarak diş fırçasıyla (Oral-B Indicator Plus 35, Gillette do Brasil Ltda., Manaus, Amazonas, Brezilya) fırçalandı, hava-su spreyi ile yıkandı ve su emici bir kağıtla kurulandı. Daha sonra dişlerde oluşan dışsal renklemeler polisaj diskleri ile uzaklaştırıldı (187). Örneklerin Vita rengi ve CIE $L^*a^*b^*$ renk aralık sistemine göre L^* , a^* , b^* değerleri yeniden renklendirme sonrası polisajları yapıldıktan hemen sonra ağız içi dental spektrofotometre ile 3 kez ölçüldü. Ölçümler karanlık odada gerçekleştirildi. Gri arka plan üzerinde örneğin yeri işaretlendi ve örnek cihazla arasında aynı mesafe olacak şekilde hep aynı yere yerleştirildi. Değerlerin ortalaması alındı ve en çok skorlanan renk değeri kaydedildi.

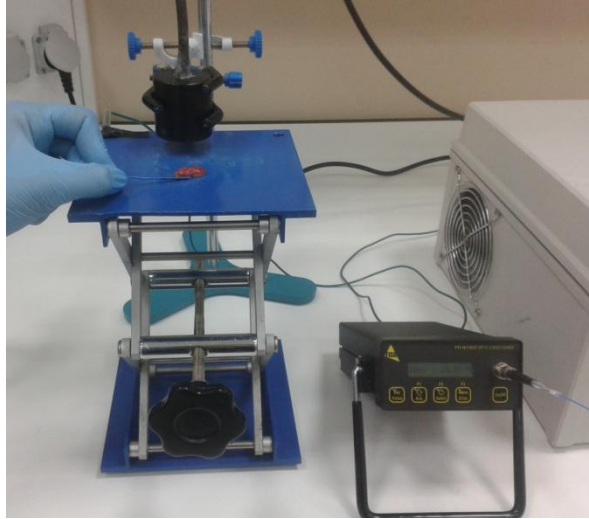
Yeniden renklendirme sonrasında oluşan renk değişimleri ($\Delta E2$) aşağıdaki denklem ile hesaplandı:

$$\Delta E2 = [(\Delta L2)^2 + (\Delta a2)^2 + (\Delta b2)^2]^{1/2}$$

($\Delta L2$: $L_{\text{yeniden renklendirme sonrası}} - L_{\text{beyazlatma sonrası}}$, $\Delta a2$: $a_{\text{yeniden renklendirme sonrası}} - a_{\text{beyazlatma sonrası}}$, $\Delta b2$: $b_{\text{yeniden renklendirme sonrası}} - b_{\text{beyazlatma sonrası}}$)

3.1.10 Plazma Uygulanan Örneklerde Oluşan Sıcaklığın Ölçümü

Plazma ile aktive edilmiş her gruptan 3 örnek olacak şekilde toplam 18 örnekten sıcaklık ölçümü yapıldı. Bunun için fiber optik termal sıcaklık ölçüm cihazı (FTI-10 fiber optik sinyal iletici, FOT-L-SD fiber optik sıcaklık sensörü; FISOTechnologies Inc, Québec, Kanada) oda sıcaklığında (25°C’de) kullanıldı. Örnekler sabit bir şekilde tutulup, fiber optik sıcaklık sensörü örneklerin bukkal yüzeyine temas ettirilerek ölçüm yapıldı (188). Sıcaklık ölçümleri plazma uygulamalarından hemen önce (t1) ve hemen sonra (t2) yapıldı ve kaydedildi (Resim 3.9)



Resim 3.9. Sıcaklık ölçüm işlemi

3.2 Mikrosertlik Değişimlerinin Değerlendirilmesi

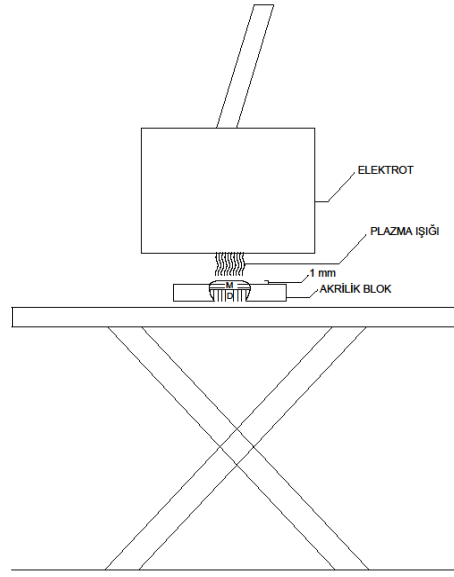
3.2.1 Dişlerin Seçimi

Bunun için 120 insan molar dişi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki eklentiler kretuar ile uzaklaştırıldı ve dişler 1 hafta %10’luk formaldehitte bekletilerek steril

edildi. Çatlak, yarık, çürük veya herhangi bir gelişimsel anomalisi bulunan dişler çalışmaya dahil edilmedi.

3.2.2 Örneklerin Hazırlanması

Dişler hassas kesme cihazında elmas kesme diski ile mezyodistal yönde ikiye ayrılarak 12 grupta kullanılmak üzere toplam 240 örnek elde edildi (n=20). Örneklerin kökleri mine-sement sınırından aeratör ile kesildi. Örnekler dentin yüzeyi açıkta kalacak ve mine yüzeyi üstte olacak şekilde tabanı düz standart kalıplar içinde hazırlanan soğuk akriliğe gömüldü. Mine kısmı, akrilik kalıbın üst yüzeyinden yaklaşık 1 mm yukarıda olacak şekilde sabitlendi (Şekil 3.1). Örneklerin dentin kısmının, akrilik kalıbın alt yüzeyinde açıkta bırakılması ile plazma uygulaması sırasında oluşan elektrik alanın engellenmesinin önüne geçilmiş oldu. Mine kısmının yukarıda bırakılmasıyla uygulamalar sırasında oluşan plazmanın istenen hedefe yönlendirilmesi sağlandı. Örneklerin mine yüzeyleri su soğutması altında 320-, 600-, 1200- ve 1500- gritlik silikon karbit kağıtlarla polisaj makinesinde (Panambra DP-10; Panambra Industriale Tecnica S.A., Sao Paulo, SP, Brezilya) polisajlandı. Sonrasında 6, 3 ve 1 µm'luk polisaj pastalarıyla (Arotec; Arotec S.A., Cotia, SP, Brezilya) aralarda distile su kullanılarak parlatıldı. Son olarak distile su ile yıkandı (189) (Resim 3.10).



Şekil 3.1. Mikrosertlik örneklerinin uygulama şeması



Resim 3.10. Polisaj cihazı ve polisajı yapılmakta olan bir örnek

3.2.3 Örneklerin Beyazlatılması ve Mikrosertlik Ölçümleri

Beyazlatma sonrası diş minelerinde meydana gelen sertlik değişimlerini ölçmek için Vickers mikrosertlik testi kullanıldı. Beyazlatma işlemi sonrası örnekler 15 gün yapay tükrükte bekletildi. Bu süre sonunda mikrosertlik ölçümü için Vickers

tip uç (HMV-2000, Shimadzu, Columbia, MD, ABD) 30 sn boyunca 10 g'lık yük altında uygulandı (190) (Resim 3.11).



Resim 3.11. Mikrosertlik cihazı ve ölçüm işlemi yapılan bir örnek

Ölçümler beyazlatmadan önce ve beyazlatmadan 1 gün ve 15 gün sonra olmak üzere 3 kez yapıldı. Beyazlatma yöntemleri Tablo 5'deki oranlarda ve sürelerde etkinlik kısmında olduğu gibi beyazlatma protokolüne uyularak uygulandı. Uygulamalar arasında örnekler 37°C'de etüvde yapay tükürük içinde bekletildi. İlk ölçümler her bir örneğin orta noktasından, ikinci ve üçüncü ölçümler ise mikroskopta bir önceki ölçüm izleri aranarak bu belirlenen yerlerden 100 µm uzaktan olacak şekilde 3'er kez yapıldı. İstatistiksel analiz için bu üç ölçümün ortalaması kullanıldı.

Beyazlatma sonrasında oluşan sertlik değişimleri [$\Delta MS1$ (demineralizasyon)] aşağıdaki formül ile hesaplandı (191):

$\Delta MS1 = MS_1 - MS_2$ (MS_1 =Beyazlatma öncesi VSD ortalaması, MS_2 =Beyazlatmadan 1 gün sonraki VSD ortalaması)

Remineralizasyon sonrasında görülen sertlik değişimleri [$\Delta MS2$ (remineralizasyon)] de aşağıdaki formülle hesaplandı (191):

$\Delta MS2 = MS_3 - MS_1$ (MS_3 = Beyazlatmadan 14 gün sonraki VSD ortalaması)

3.3 Mine Yüzey Morfolojisinin Değerlendirilmesi

3.3.1 Dişlerin Seçimi

Bunun için 36 insan molar dişi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki eklentiler kretuar ile uzaklaştırıldı ve dişler 1 hafta %10'luk formaldehitte bekletilerek steril edildi. Çatlak, yarık, çürük veya herhangi bir gelişimsel anomalisi bulunan dişler çalışmaya dahil edilmedi.

3.3.2 Örneklerin Hazırlanması

Dişler hassas kesme cihazında elmas kesme diski ile meziodistal yönde ikiye ayrılarak toplam 72 örnek elde edildi. Örneklerin bukkal ve lingual/palatinal kısımları eşleştirildi. Örneklerin kökleri mine-sement sınırından kesildi. Örnekler eşleriyle birlikte yan yana getirildi. Dentin yüzeyi açıkta kalacak ve mine yüzeyi üstte olacak şekilde, SEM analizi için cihaza uygun 3 cm çapındaki standart kalıplar içinde hazırlanan soğuk akriliğe yan yana getirilerek gömüldü. Mine kısmı, akrilik kalıbın üst yüzeyinden yaklaşık 1 mm yukarıda olacak şekilde sabitlendi (Resim 3.12). Örneklerin dentin kısmının, akrilik kalıbın alt yüzeyinde açıkta bırakılması ile plazma uygulaması sırasında oluşan elektrik alanının engellenmesinin önüne geçilmiş oldu. Mine kısmının yukarıda bırakılmasıyla uygulamalar sırasında oluşan plazmanın istenen hedefe yönlendirilmesi sağlandı.



Resim 3.12. SEM analizi için hazırlanan örnekler

3.3.3 Örneklerin Beyazlatılması

İkiye ayrılan dişlerin bir yarısına beyazlatma yapılırken diğer yarısına hiçbir işlem yapılmadı. On iki grupta kullanılmak üzere toplam 36 örneğe (dişlerin bukkal yüzeylerine) etkinlik kısmında olduğu gibi Tablo 5'deki oran ve sürelerde beyazlatma yapıldı (n=3).

3.3.4 SEM Analizi

Beyazlatma işlemlerinden sonra örnekler, SEM analizine uygun hale getirmek ve mikroskop görüntü kalitesini sağlamak amacıyla vakumlu desikatörde (VDC-31, Jeitech, Seoul, Kore) 24 saat boyunca bekletildi (Resim 3.13). İçeriğindeki su tamamen uzaklaştırılan örnekler daha sonra iletken hale getirilmesi için, yüksek vakum altında plazma aracılığıyla altın-palladyum püskürten kaplama ünitesinde (SC7620 Mini Sputter Coater and Glow Discharge System, Quorum Technologies

Ltd, Laughton, Lewes, East Sussex, İngiltere) kaplandı (Resim 3.14). Hazırlanan örnekler SEM’de (JEOL, Tokyo, Japonya) 10 kV ve 10 mm çalışma mesafesinde x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme altında yüzey morfoljisinin değerlendirilmesi amacıyla incelendi (Resim 3.15).



Resim 3.13. Vakumlu desikatör



Resim 3.14. Altın-palladyum kaplama ünitesi



Resim 3.15. Taramalı elektron mikroskobu

3.4 İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analiz için SPSS programı 20.0 versiyonu (IBM Corporation, New York, ABD) kullanıldı.

3.4.1 Beyazlatma Etkisi ve Yeniden Renklendirme Verilerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

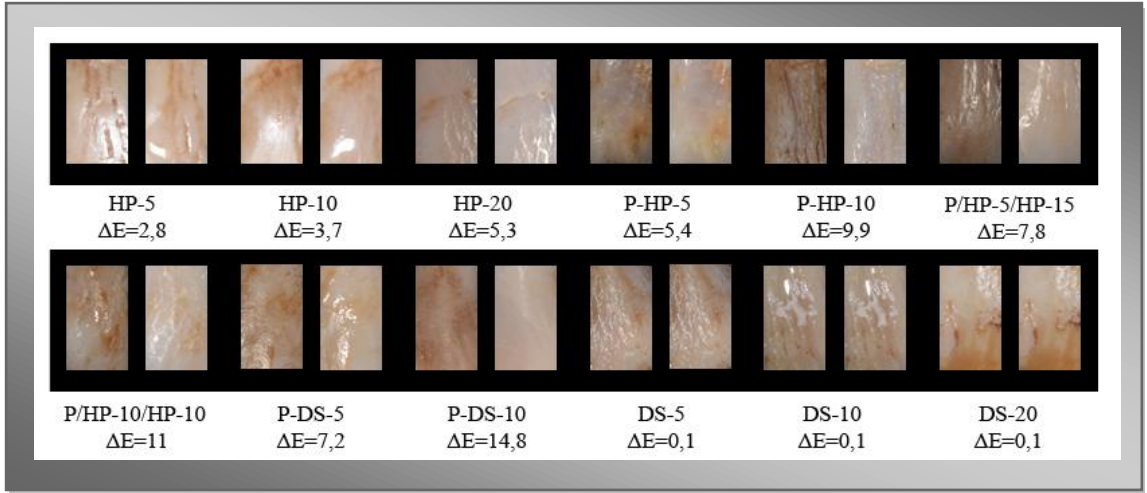
Çalışma verileri değerlendirilirken, öncelikle verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini incelemek için Kolmogorov-Smirnov testi ($df=40$) kullanıldı. Normal dağılıma sahip olmayan verilerin istatistiksel değerlendirilmesi için non-parametrik analizler yapıldı. Bunun için öncelikle grupların çoklu karşılaştırmalarını yapmak amacıyla Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Takip testi olarak ise, Mann-Whitney U testi ile grup içi ikili karşılaştırmaları yapıldı. Sonuçlar %95'lik güven aralığında ve anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

3.4.2 Mikrosertlik Verilerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Çalışma verileri değerlendirilirken, öncelikle verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini incelemek için Shapiro-Wilk testi ($df=20$) ile analiz yapıldı. Verilerin normal dağılıma sahip olduğu görüldükten sonra, $\Delta MS1$ (demineralizasyon miktarı) ve $\Delta MS2$ (remineralizasyon miktarı) sonuçları çok yönlü varyans analizi (MANOVA) ve Tukey-Post Hoc HSD testleri ile analiz edildi. Sonuçlar %95'lik güven aralığında ve anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4 BULGULAR

Her gruba ait beyazlatma işlemi öncesi ve sonrası çekilmiş fotoğraf örnekleri Resim 4.1’de verilmiştir.



Resim 4.1. Grupların beyazlatma sonrası görüntülerinden birer örnek

4.1 Gruplar Arası $\Delta L1$, $\Delta a1$, $\Delta b1$ ve $\Delta E1$ Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmada test edilen beyazlatma yöntemleri ile elde edilen $\Delta L1$, $\Delta a1$, $\Delta b1$ ve $\Delta E1$ değerleri Tablo 6’da verilmiştir.

$\Delta L1$ değerleri, deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p < 0,05$). Kontrol gruplarının $\Delta L1$ değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

HP gruplarından HP-20’nin $\Delta L1$ değeri HP-5 ve HP-10’dan, daha yüksek bulundu ($p < 0,05$).

Deneysel gruplarda, HP-20’nin $\Delta L1$ değeri P-DS-5, P-DS-10 ve P-HP-10/HP-10’dan istatistiksel olarak daha düşük bulunurken ($p < 0,05$); HP-20 ile P-HP-5, P-

HP-5/HP-15 ve P-HP-10'un $\Delta L1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu. HP-5 ve HP-10 plazma uygulanan tüm gruplardan daha düşük $\Delta L1$ değeri gösterdi ($p < 0,05$).

Plazma uygulanan gruplardan P-HP-10 grubu P-HP-10/HP-10, P-DS-5 ve P-DS-10'dan istatistiksel olarak daha düşük $\Delta L1$ değeri gösterdi ($p < 0,05$). Benzer şekilde P-HP-5/HP-15 grubu P-DS-5 ve P-DS-10'dan; P-HP-5 ise P-DS-10'dan istatistiksel olarak daha düşük $\Delta L1$ değeri gösterdi ($p < 0,05$). Plazma uygulanan diğer grupların $\Delta L1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Deneyisel grupların $\Delta a1$ değerleri açısından beyazlatma etkisi kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla bulundu ($p < 0,05$). Kontrol gruplarının $\Delta a1$ değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

HP gruplarından HP-5 ve HP-10'un $\Delta a1$ değeri açısından beyazlatma etkileri istatistiksel olarak benzer iken, HP-20'den daha düşük bulundu ($p < 0,05$).

Deneyisel gruplarda, $\Delta a1$ değeri açısından HP-20 ile P-HP-5 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken; HP-20'nin $\Delta a1$ değeri açısından beyazlatma etkisi P-DS-5, P-DS-10, P-HP-5/HP-15, P-HP-10 ve P-HP-10/HP-10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az bulundu ($p < 0,05$).

Plazma uygulanan gruplardan, P-HP-10/HP-10 grubu P-DS-5 ve P-HP-10'dan istatistiksel olarak $\Delta a1$ değeri açısından daha fazla beyazlatma etkisi gösterirken ($p < 0,05$); P-HP-5 grubu P-HP-5/HP-15, P-DS-10, P-DS-5 ve P-HP-10'dan daha düşük $\Delta a1$ değeri gösterdi ($p < 0,05$). Plazma uygulanan diğer grupların $\Delta a1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Deneyisel grupların tümü $\Delta b1$ değeri açısından, kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla beyazlatma etkisi gösterdi ($p < 0,05$). Kontrol gruplarının $\Delta b1$ değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

HP gruplarının da $\Delta b1$ değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

Deneysel gruplarda, HP-20 ile P-DS-5, P-DS-10, P-HP-5 ve P-HP-10'un $\Delta b1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken; HP-20'nin $\Delta b1$ değeri açısından beyazlatma etkisi P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10/HP-10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulundu ($p < 0,05$).

Plazma uygulanan gruplardan, P-HP-10/HP-10 grubu P-DS-10, P-DS-5 ve P-HP-5'den daha düşük $\Delta b1$ değeri gösterdi ($p < 0,05$). P-HP-5/HP-15 grubu P-DS-10, P-DS-5 ve P-HP-5'den; P-HP-10 ise P-DS-5 ve P-HP-5'den istatistiksel olarak $\Delta b1$ değeri açısından daha fazla beyazlatma etkisi gösterdi ($p < 0,05$). Plazma uygulanan diğer grupların $\Delta b1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

$\Delta E1$ değerleri, deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p < 0,05$). Kontrol gruplarının $\Delta E1$ değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

HP gruplarının $\Delta E1$ değerleri arasında da istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

Deneysel gruplarda $\Delta E1$ değerleri açısından, HP-20 ile P-HP-5 arasında istatistiksel olarak fark gözlenmezken; plazma uygulanan diğer tüm gruplar HP-20'ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek $\Delta E1$ değeri gösterdi ($p < 0,05$).

Plazma uygulanan gruplardan P-HP-5 grubu P-DS-10 ve P-HP-10/HP-10'dan; P-HP-10 ise P-DS-10 ve P-HP-10/HP-10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük $\Delta E1$ gösterdi ($p < 0,05$). Plazma uygulanan diğer grupların $\Delta E1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Tablo 6. Grupların beyazlatma sonrası renk değerleri farkları ve istatistik sonuçları

	ΔL^*		Δa^*		Δb^*		ΔE^*	
	Ort (SS)	O(ÇDG)	Ort (SS)	M(ÇDG)	Ort (SS)	M(ÇDG)	Ort (SS)	M(ÇDG)
HP-5	1,5 (1,7)	1,4 (1,0) ^{a*}	-0,8 (0,6)	-0,9 (0,7) ^{a,c}	-1,7 (1,6)	-1,8 (1,6) ^a	2,5 (1,1)	2,4 (1,1) ^a
HP-10	1,9 (1,8)	2,1 (1,2) ^a	-0,9 (0,7)	-1,0 (0,9) ^{a,c}	-2,7 (1,8)	-2,8 (1,1) ^{a,b}	3,6 (1,4)	3,7 (1,1) ^a
HP-20	3,6 (1,5)	3,7 (2,0) ^b	-0,4 (0,4)	-0,5 (0,4) ^b	-2,6 (0,8)	-2,4 (1,0) ^{a,b}	4,6 (1,2)	4,4 (1,2) ^{a,b}
P-HP-5	6,2 (2,3)	5,8 (3,5) ^{b,c}	-0,6 (1)	-0,3 (1,1) ^{b,c}	-2,0 (1,8)	-2,0 (2,6) ^a	6,7 (2,5)	6,1 (3,3) ^{b,c,f}
P-HP-10	5,2 (2,3)	4,7 (1,9) ^b	-1 (0,6)	-0,9 (0,8) ^{a,e}	-4,6 (2,3)	-4,4 (2,3) ^{b,c}	7,4 (1,5)	7,3 (3,1) ^{d,f}
P-HP-5/HP-15	5,2 (2,1)	5,8 (1,8) ^{b,c}	-2,2 (1,5)	-2,2 (2,6) ^{d,f}	-6,2 (1,8)	-6,6 (3,0) ^c	8,8 (1,7)	9,1 (1,8) ^{c,d,e}
P-HP-10/HP-10	7,9 (2,9)	7,4 (4,0) ^{c,d}	-2,1 (1,1)	-2,0 (1,2) ^{d,f}	-7,7 (3,2)	-8,2 (4,2) ^c	11,8 (1,8)	12,3 (3,7) ^e
P-DS-5	8,7 (1,7)	8,8 (2,2) ^d	-1,1 (0,6)	-1,1 (0,8) ^{a,c}	-2,2 (1,6)	-2,1 (1,0) ^a	9,2 (1,9)	9,0 (2,3) ^{c,d,e}
P-DS-10	10,7 (1,7)	10,6 (1,9) ^d	-1,5 (0,6)	-1,5 (1,1) ^{e,f}	-2,5 (1,7)	-2,5 (1,9) ^{a,b}	11,2 (1,9)	11,2 (2,5) ^e
DS-5	0,0 (0,1)	0,0 (0,2) ^e	0 (0,1)	0,1 (0,1) ^g	0,1 (0,1)	0,1 (0,2) ^d	0,2 (0,1)	0,2 (0,1) ^g
DS-10	0,0 (0,2)	0,0 (0,1) ^e	0 (0,1)	0,0 (0,1) ^g	0,0 (0,1)	0,0 (0,2) ^d	0,2 (0,1)	0,1 (0,1) ^g
DS-20	0,0 (0,1)	0,0 (0,1) ^e	0 (0,1)	0,0 (0,1) ^g	0,0 (0,1)	0,0 (0,2) ^d	0,1 (0,1)	0,1 (0,1) ^g
p değeri	,000		,000		,000		,000	

*Tablonun sütunlarındaki farklı küçük harfler istatistiksel olarak farklılığı ifade etmektedir ($p < 0,05$) (Kruskal-Wallis testi).

Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, O: Ortanca, ÇDG: Çeyrek Değerler Genişliği.

4.2 Gruplar Arası $\Delta L2$, $\Delta a2$, $\Delta b2$ ve $\Delta E2$ Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmada test edilen beyazlatma yöntemleri ile elde edilen $\Delta L2$, $\Delta a2$, $\Delta b2$ ve $\Delta E2$ değerleri Tablo 7’de verilmiştir.

$\Delta L2$ değerleri, HP-5 hariç deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p < 0,05$). Kontrol gruplarının $\Delta L2$ değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

HP gruplarından HP-20’nin $\Delta L2$ değeri HP-5 ve HP-10’dan, HP-10’un $\Delta L2$ değeri HP-5’den daha fazla bulundu ($p < 0,05$).

Deneysel gruplarda, HP-20’nin $\Delta L2$ değeri P-HP-10/HP-10’dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla bulunurken ($p < 0,05$); diğer deneysel gruplar ile HP-20’nin $\Delta L2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu.

Plazma uygulanan gruplardan, P-DS-10 grubu P-HP-5/HP-15, P-DS-5 ve P-HP-10/HP-10’dan; P-HP-5 grubu P-HP-5/HP-15, P-DS-5 ve P-HP-10/HP-10’dan; P-HP-10 ise P-DS-5 ve P-HP-10/HP-10’dan istatistiksel olarak $\Delta L2$ değeri açısından daha fazla yeniden renklenme gösterdi ($p < 0,05$). Plazma uygulanan diğer grupların $\Delta L2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Tüm gruplarda dişlerin $\Delta a2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi.

Deneysel gruplar kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında, DS-5 grubu HP-5’den daha fazla, HP-10, P-DS-10, P-DS-5, P-HP-10/HP-10 ve P-HP-5’den daha az; DS-10 grubu HP-5 ve HP-10’dan daha fazla, P-DS-10, P-DS-5, P-HP-10/HP-10 ve P-HP-5’den daha az; DS-20 ise HP-5, HP-10, P-DS-10, P-DS-5 ve P-HP-10/HP-10’dan daha az $\Delta b2$ değeri gösterdi ($p < 0,05$).

Kontrol gruplarının $\Delta b2$ değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

Deneysel gruplarda, HP-20 ile P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10'un Δb_2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken; HP-20'nin Δb_2 değeri açısından yeniden renklenme miktarı P-DS-5, P-DS-10, P-HP-5 ve P-HP-10/HP-10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az bulundu ($p < 0,05$).

Plazma uygulanan gruplardan, P-DS-10'un P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10'dan; P-DS-5'in P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10'dan; P-HP-10/HP-10'un P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10'dan; P-HP-5'in ise P-HP-10'dan Δb_2 değeri açısından yeniden renklenme miktarları istatistiksel olarak daha fazla bulundu ($p < 0,05$).

Plazma uygulanan diğer grupların Δb_2 değeri açısından yeniden renklenme miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

ΔE_2 değerleri, HP-5 hariç deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla oldu ($p < 0,05$). Kontrol grupları ile HP-5'in ΔE_2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi.

HP gruplarından HP-20'nin ΔE_2 değeri HP-5 ve HP-10'dan, HP-10'un ΔE_2 değeri HP-5'den daha fazla bulundu ($p < 0,05$).

Deneysel gruplarda ΔE_2 değerleri açısından, HP-20'nin yeniden renklenme miktarı P-HP-10/HP-10'dan istatistiksel olarak fazla bulunurken ($p < 0,05$); plazma uygulanan diğer tüm gruplar ile HP-20'nin yeniden renklenme miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu.

Plazma uygulanan gruplardan P-HP-10/HP-10 grubu P-DS-10, P-HP-5 ve P-HP-10'dan; P-HP-5/HP-15 grubu P-DS-10 ve P-HP-5'den; P-DS-5 grubu ise P-HP-5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az yeniden renklenme (ΔE_2) gösterdi ($p < 0,05$). Plazma uygulanan diğer grupların ΔE_2 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Tablo 7. Grupların yeniden renklendirme sonrası renk değerleri farkları ve istatistik sonuçları

	$\Delta L2$		$\Delta a2$		$\Delta b2$		$\Delta E2$	
	Ort (SS)	M(ÇDG)	Ort (SS)	M(ÇDG)	Ort (SS)	M(ÇDG)	Ort (SS)	M(ÇDG)
HP-5	-4,8 (1,9)	-4,7 (0,8)* ^a	0,7 (0,6)	0,8 (0,5) ^a	-0,9 (1,0)	-0,8 (0,6) ^a	5,0 (1,9)	5,1 (0,7) ^a
HP-10	-6,9 (2,2)	-6,7 (2,1) ^b	0,9 (0,8)	0,9 (0,7) ^a	-1,7 (1,5)	-1,8 (1,6) ^{a,b}	7,2 (2,2)	7,1 (2,1) ^b
HP-20	-10,9 (2,7)	-10,4 (2,3) ^{c,d,e,f}	1,2 (1,0)	1,2 (1,2) ^a	-2,0 (2,1)	-2,2 (2,0) ^{b,g,h}	11,4 (2,6)	10,8 (2,0) ^{c,e,f}
P-HP-5	-13,2 (5,1)	-13,2 (2,7) ^e	1,2 (1,2)	1,0 (1,5) ^a	-3,8 (2,0)	-3,8 (1,3) ^{c,d,e}	14,3 (4,1)	14,0 (3,2) ^c
P-HP-10	-12,0 (3,0)	-12,4 (3,6) ^{e,f}	1,1 (1,0)	1,1 (1,3) ^a	-2,7 (1,6)	-2,7 (1,7) ^{b,g,h}	12,5 (2,8)	12,8 (3,1) ^{c,e,g}
P-HP-5/HP-15	-9,3 (2,1)	-9,0 (3,7) ^{l,g,h}	1,2 (0,7)	1,1 (0,6) ^a	-3,1 (1,0)	-3,4 (1,3) ^{b,d,e,f}	10,0 (1,8)	9,7 (2,5) ^{d,l,g}
P-HP-10/HP-10	-6,9 (2,3)	-7,2 (2,8) ^{b,h}	1,2 (0,7)	1,0 (1,0) ^a	-4,3 (1,6)	-4,3 (2,0) ^c	8,5 (2,1)	8,1 (2,7) ^{b,d}
P-DS-5	-8,2 (4,9)	-9,4 (6,7) ^{c,g,h}	1,0 (1,0)	1,1 (1,8) ^a	-5,0 (2,7) ^c	-5,3 (3,6) ^c	10,9 (2,4)	11,0 (3,7) ^{d,e}
P-DS-10	-12,5 (2,5)	-11,9 (2,7) ^{d,e}	1,9 (0,8)	2,0 (1,0) ^a	-4,8 (2,1) ^c	-4,5 (1,7) ^c	13,7 (2,4)	13,1 (2,2) ^{c,e}
DS-5	-4,1 (1,9)	-4,5 (2,0) ^a	1,0 (0,7)	0,9 (0,8) ^a	-2,8 (1,6)	-2,7 (2,5) ^{l,g}	5,5 (1,5)	5,5 (1,2) ^a
DS-10	-4,1 (1,2)	-3,5 (1,2) ^a	1,2 (0,7)	1,0 (0,6) ^a	-2,7 (0,9)	-2,7 (1,6) ^{l,h}	5,2 (1,0)	5,1 (0,8) ^a
DS-20	-4,2 (0,8)	-4,4 (0,6) ^a	1,3 (0,5)	1,2 (0,6) ^a	-3,1 (0,8)	-2,9 (1,1) ^{e,l,g}	5,4 (0,7)	5,4 (0,7) ^a
p değeri	,000		,052		,000		,000	

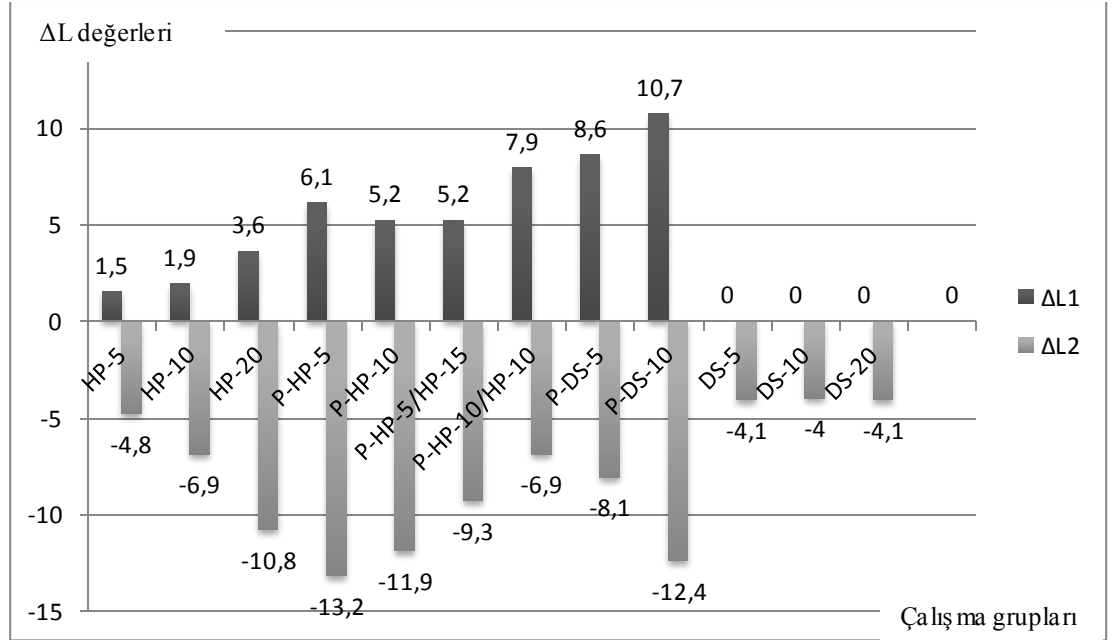
*Tablonun sütunlarındaki farklı küçük harfler istatistiksel olarak farklılığı ifade etmektedir (p < 0,05) (Kruskal-Wallis testi).

Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, O: Ortanca, ÇDG: Çeyrek Değerler Genişliği.

4.3 Grup İçi ΔL Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki ΔL değerleri ($\Delta L1$, $\Delta L2$) Şekil 4.1’de verilmiştir.

Tüm gruplarda dişlerin $\Delta L1$ ve $\Delta L2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,05$).

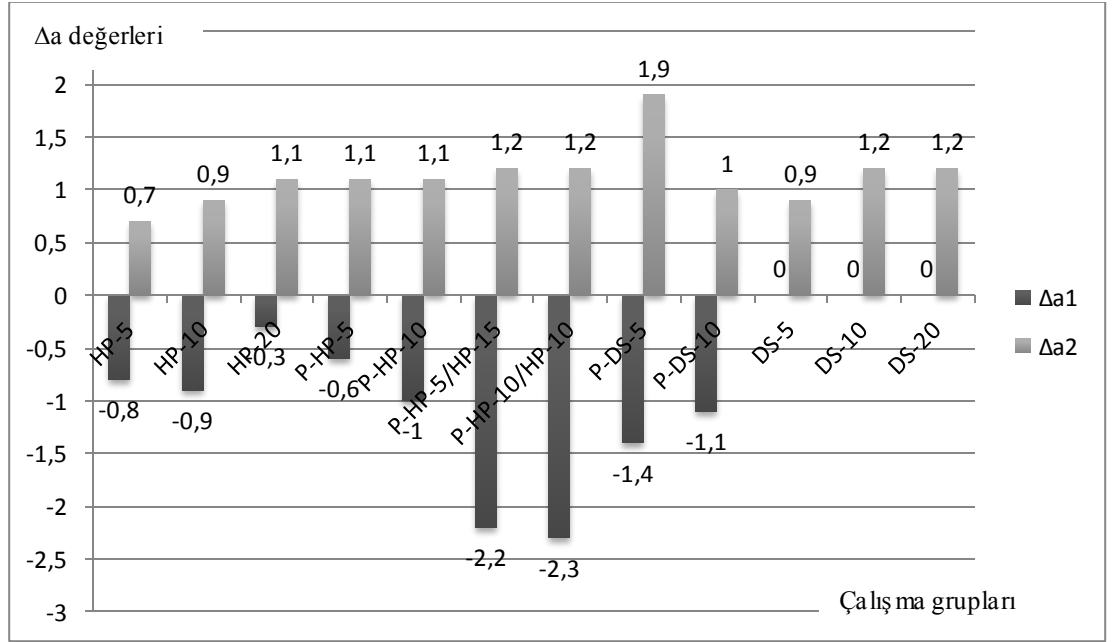


Şekil 4.1. Grupların farklı ölçüm periyotlarındaki ΔL değerleri ve istatistik sonuçları (Mann-Whitney U testi).

4.4 Grup İçi Δa Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki Δa değerleri ($\Delta a1$, $\Delta a2$) Şekil 4.2’de verilmiştir.

Tüm gruplarda dişlerin $\Delta a1$ ve $\Delta a2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,05$).

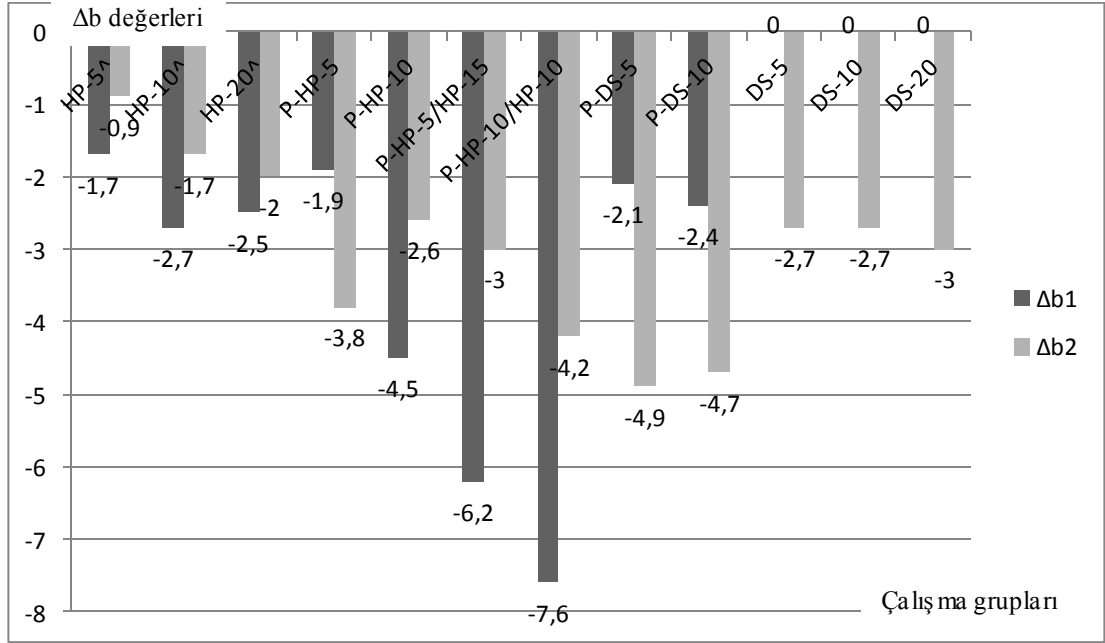


Şekil 4.2. Grupların farklı ölçüm periyotlarındaki Δa değerleri ve istatistik sonuçları (Mann-Whitney U testi).

4.5 Grup İçi Δb Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki Δb değerleri ($\Delta b1$, $\Delta b2$) Şekil 4.3'de verilmiştir.

HP-5, HP-10 ve HP-20'nin $\Delta b1$ ve $\Delta b2$ değerleri arasında istatistik olarak anlamlı bir fark gözlenmezken, diğer gruplarda dişlerin $\Delta b1$ ve $\Delta b2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,05$).

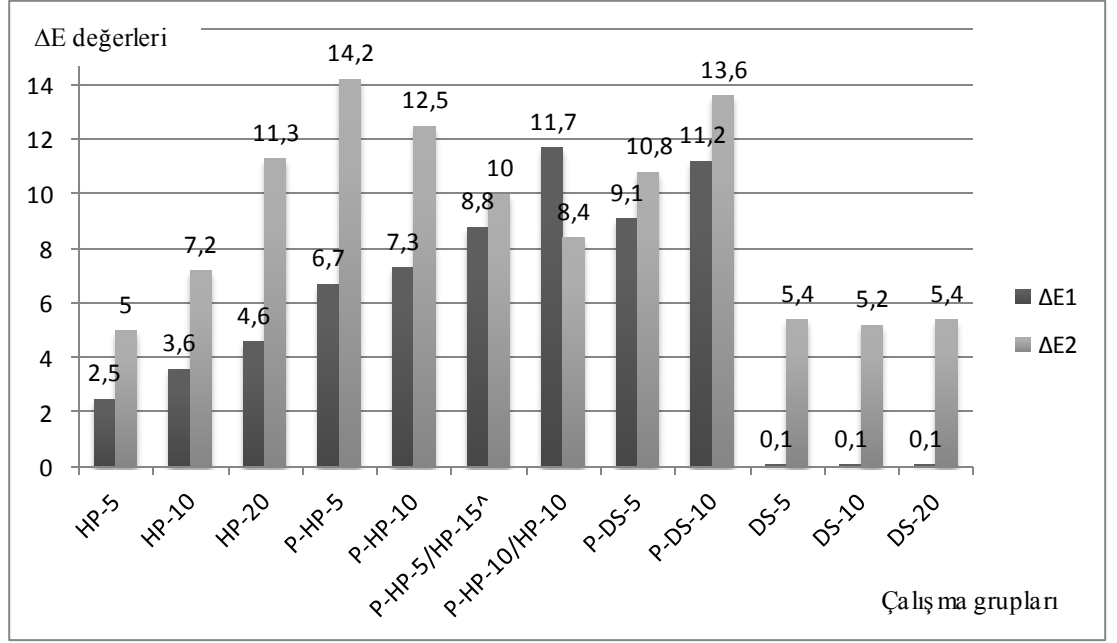


Şekil 4.3. Grupların farklı ölçüm periyotlarındaki Δb değerleri ve istatistik sonuçları ($\Delta b1$ ve $\Delta b2$ arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir [Mann-Whitney U testi]).

4.6 Grup İçi ΔE Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışma gruplarının farklı zaman dilimlerindeki ΔE değerleri ($\Delta E1$, $\Delta E2$) Şekil 4.4'de verilmiştir.

P-HP-5/HP-15 hariç diğer gruplarda dışların $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,05$).

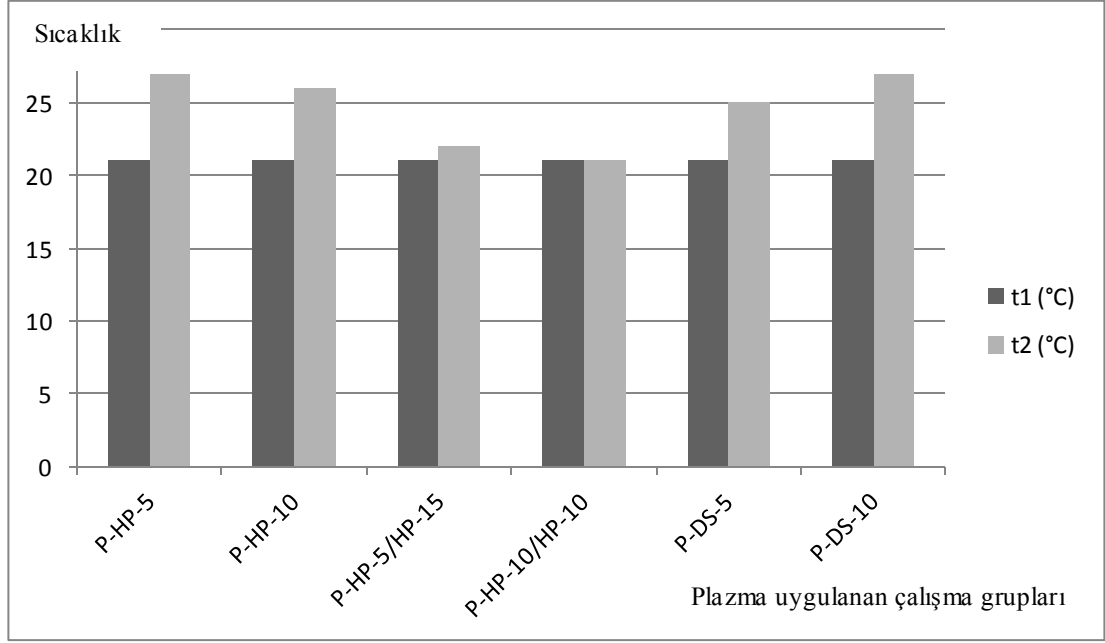


Şekil 4.4. Grupların farklı ölçüm periyotlarındaki ΔE değerleri ve istatistik sonuçları (^AGrup içi $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir [Mann-Whitney U testi]).

4.7 Plazma Uygulanan Gruplarda Sıcaklık Değişimlerinin Karşılaştırılması

Plazma uygulanan gruplarda uygulama öncesi (t_1) ve hemen sonrası (t_2) sıcaklık değerleri Şekil 4.5’de verilmiştir.

Plazma uygulanan gruplarda uygulama sonrasında elde edilen sıcaklık değerlerinin ağız içi sıcaklık değeri olan 35-36°C’yi geçmediği görüldü (192).



Şekil 4.5. Plazma uygulanan gruplarda sıcaklık değişimleri

4.8 Mikrosertlik Bulguları

Her bir gruba ait beyazlatma öncesi ile beyazlatmadan 1 gün sonraki VSD arasındaki farkı veren $\Delta MS1$ ve beyazlatma öncesi ile beyazlatmadan 14 gün sonraki VSD arasındaki farkı veren $\Delta MS2$ verilerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları Tablo 8’de belirtilmiştir.

Tablo 8. Çalışma gruplarının VSD değişimleri ve istatistik sonuçları

Grup	ΔMS1		ΔMS2	
	Ort	SS	Ort	SS
HP-5	10* ^a	35,7	18 ^{a,c}	53,6
HP-10	15,5 ^a	43,2	20 ^{a,c}	45,1
HP-20	66,7 ^b	34,5	58,2 ^b	59,3
P-HP-5	91,4 ^{b,c}	41,7	38,4 ^{a,b}	78
P-HP-10	109,1 ^{b,c}	49,3	28,1 ^{a,b,c}	43
P-HP-5/HP-15	81,8 ^{b,c}	39,4	65,1 ^b	43,9
P-HP-10/HP-10	104,6 ^{b,c}	41,8	42 ^b	92,2
P-DS-5	103,8 ^{b,c}	48,2	26,1 ^{a,b,c}	58,6
P-DS-10	109,5 ^c	56,3	-29,6 ^c	71
DS-5	-10 ^d	51,4	96 ^d	44,6
DS-10	-10 ^d	46,1	95 ^d	56,7
DS-20	-10 ^d	39,5	90 ^d	42,1
Univariate test $F_{(6,133)}$		2,58*		4,43**
Multivariate test (Pillai's Trace): $F(12,266)=2,94$, $p=,001$, Partial $\eta^2=,117$				

*Aynı sütünde farklı harflerle gösterilen veriler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$), ** Veriler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,01$), (çok yönlü varyans analizi (MANOVA)-Tukey-Post Hoc HSD testi).

Ort:Ortalama, SS: Standart Sapma.

ΔMS1 değerleri, deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı ($p < 0,05$). Diğer bir deyişle beyazlatma sonrası demineralizasyon deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla görüldü. Kontrol gruplarının ΔMS1 değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

HP gruplarından, HP-5 ve HP-10 istatistiksel olarak benzer ΔMS1 değerleri gösterirken, bu değerler HP-20'den daha az bulundu ($p < 0,05$).

HP-20 ile P-DS-10 hariç plazma ile aktive edilen deneysel grupların $\Delta MS1$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, P-DS-10'un $\Delta MS1$ değeri diğer deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla bulundu ($p < 0,05$). Diğer bir deyişle beyazlatma sonrası demineralizasyon P-DS-10'da istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla görüldü.

Plazma ile aktive edilen tüm deneysel grupların $\Delta MS1$ değerleri ise istatistiksel olarak benzer bulundu.

$\Delta MS2$ değerleri, deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede azdı ($p < 0,05$). Diğer bir deyişle beyazlatma sonrası remineralizasyon deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulundu.

Kontrol gruplarının $\Delta MS2$ değerleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmedi.

HP gruplarından, HP-5 ve HP-10 istatistiksel olarak benzer $\Delta MS2$ değerleri gösterirken, bu değerler HP-20'den daha düşük bulundu ($p < 0,05$).

P-DS-10 hariç tüm deneysel gruplar ile HP-20'nin $\Delta MS2$ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken; P-DS-10'un $\Delta MS2$ değeri HP-5, HP-10 ve HP-20'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az bulundu ($p < 0,05$). Diğer bir deyişle P-DS-10'da beyazlatma sonrası remineralizasyon HP gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktü.

Plazma uygulanan P-DS-10 grubu P-HP-5, P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10/HP-10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük $\Delta MS2$ değeri gösterdi ($p < 0,05$).

Plazma uygulanan diğer gruplar arasında $\Delta MS2$ değerleri açısından istatistiksel olarak bir fark görülmedi.

4.9 SEM Bulguları

Elde edilen SEM görüntülerine göre, kontrol gruplarının yüzey morfolojisinde beyazlatma sonrası herhangi bir değişiklik gözlenmezken, deney gruplarında yüzey farklılıkları izlendi (Resim 4.2 - 4.13).

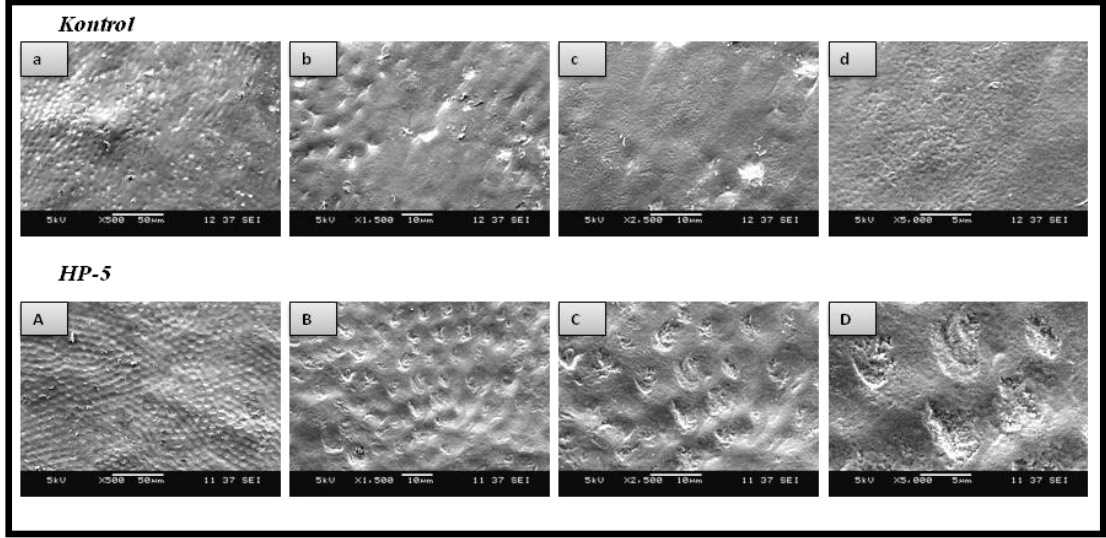
HP-5 ve HP-10'a ait SEM görüntülerinde mine yüzeyinde çukurcuklar gözlemlendi. HP-5, HP-10'dan, HP-10 ise HP-20'den daha az yüzeyel porozite gösterdi (Resim 4.2, 4.3).

HP-20'ye ait SEM görüntülerinde, mine yüzeyinde şiddetli destrüksiyon ve mine prizmaları boyunca atipik kristal görünümü izlendi. Meydana gelen yüzey pürüzlülüğü asitlenmiş mine görüntülerine benzer bulundu (Resim 4.4).

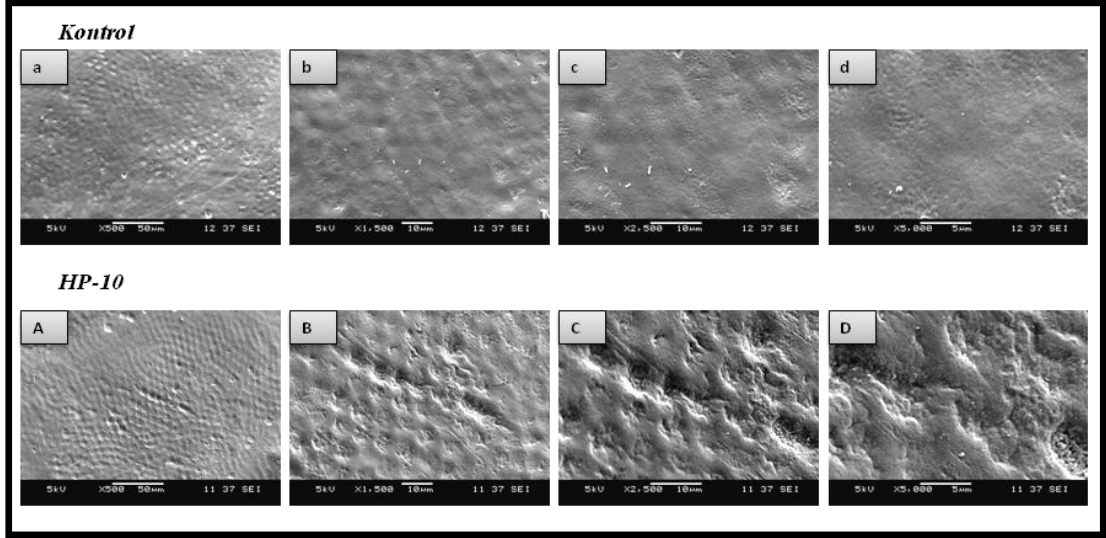
Plazma ile aktive edilen HP gruplarında (P-HP-5, P-HP-10, P-HP-5/HP-15, P-HP-10/HP-10) beyazlatma sonrası yüzey morfolojisinde herhangi bir değişiklik gözlenmedi. Mine yüzeyleri oldukça düz ve pürüzsüz olarak izlendi (Resim 4.5 - 4.8).

Plazma ile aktive edilen DS grupları (P-DS-5 ve P-DS-10), plazma uygulanmayan HP-5, HP-10 ve HP-20'ye göre nispeten düz yüzey morfolojisi göstermekle birlikte, plazma ile aktive edilen HP gruplarına (P-HP-5, P-HP-10, P-HP-5/HP-15, P-HP-10/HP-10) göre pürüzlüydü ve kısmi destrüksiyon alanları görüldü. Yüzeylerinde yer yer madde kayıpları izlendi (Resim 4.9, 4.10).

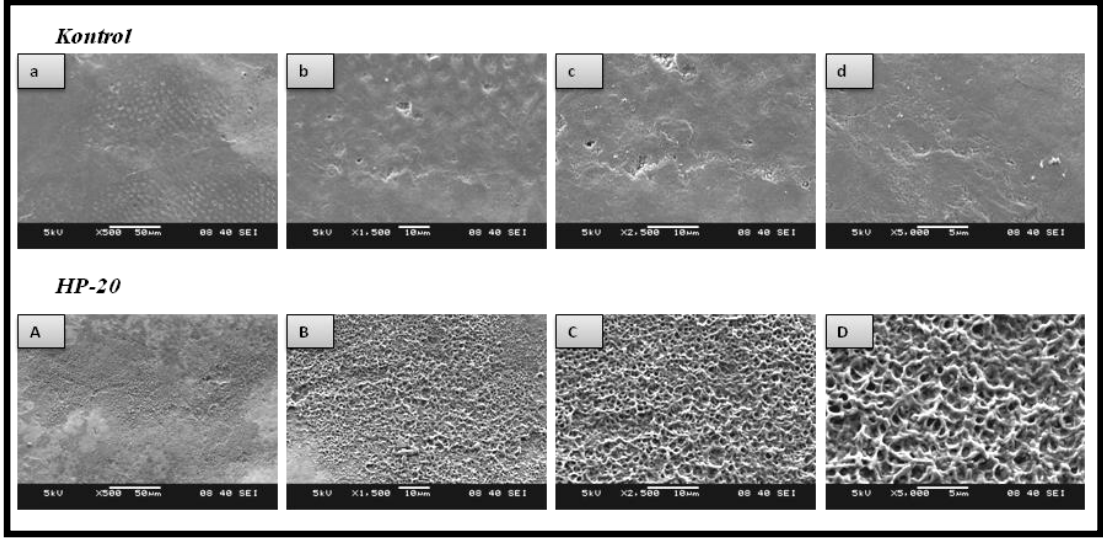
Kontrol gruplarında (DS-5, DS-10, DS-20) yüzeyde herhangi bir değişiklik izlenmedi (Resim 4.11-4.13).



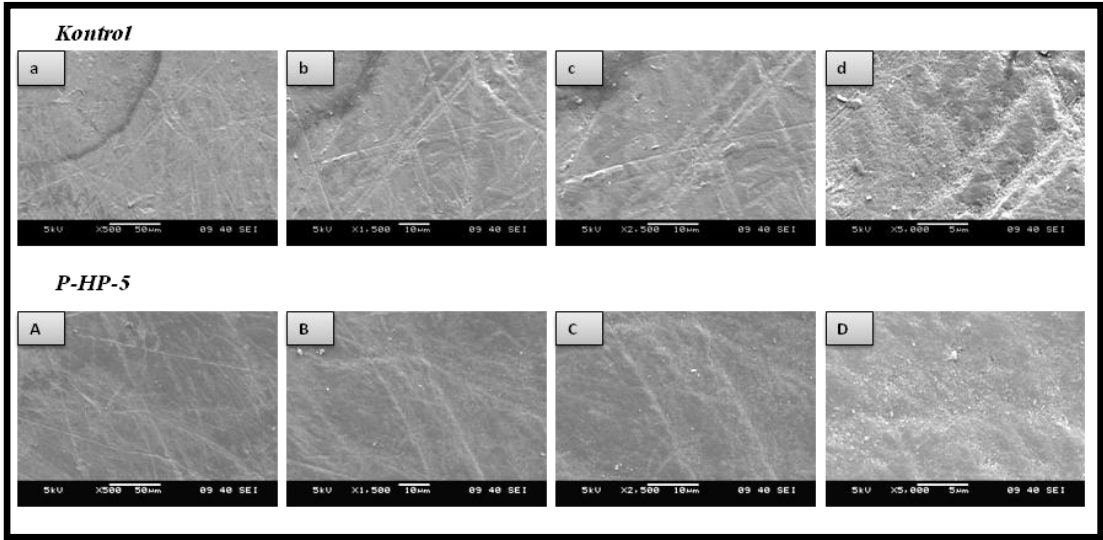
Resim 4.2. Grup 1'e ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d**: Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D**: Aynı dişin HP-5 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



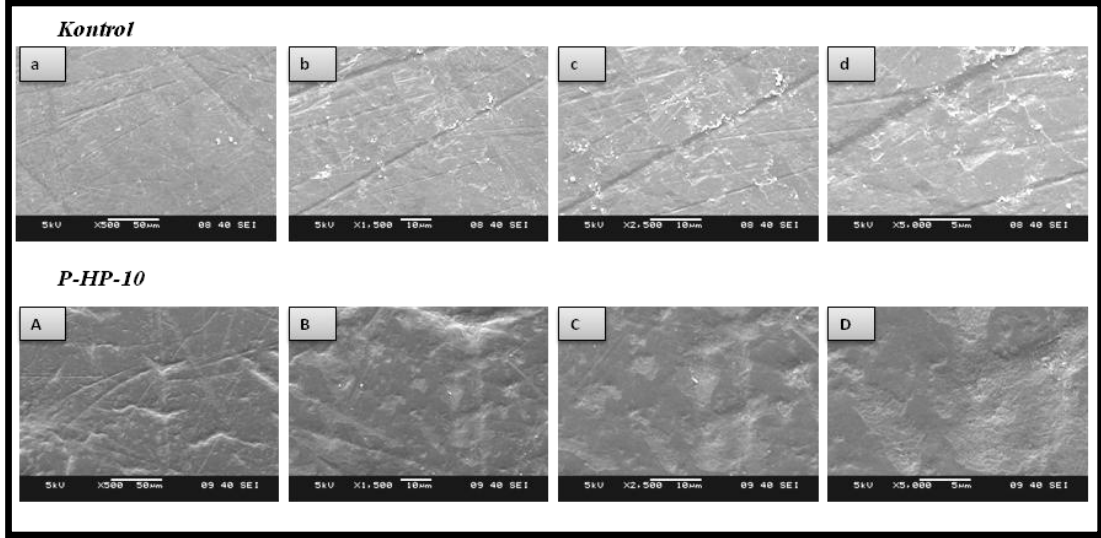
Resim 4.3. Grup 2'ye ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d**: Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D**: Aynı dişin HP-10 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



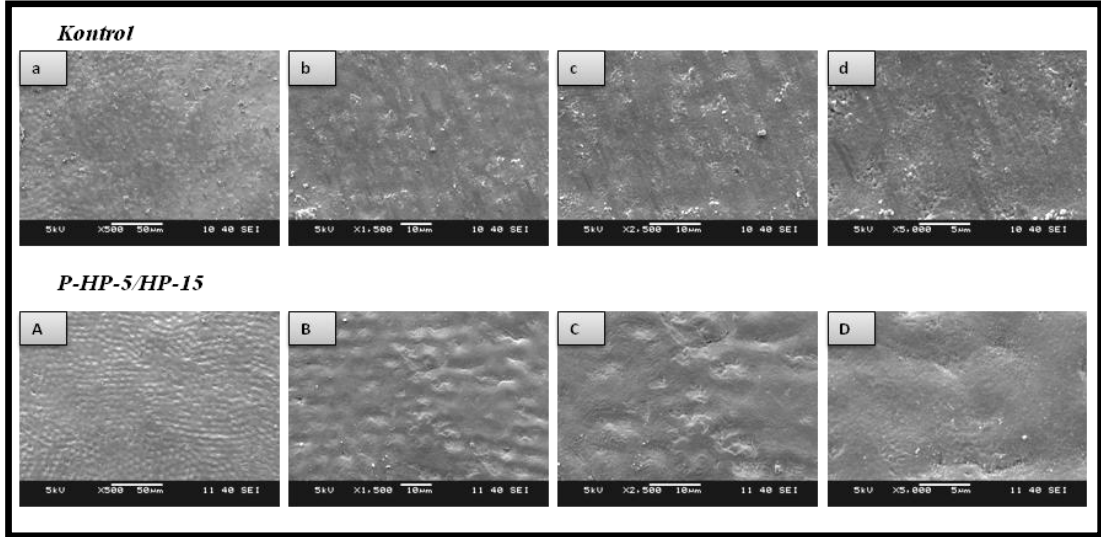
Resim 4.4. Grup 3'e ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d:** Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D:** Aynı dişin HP-20 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



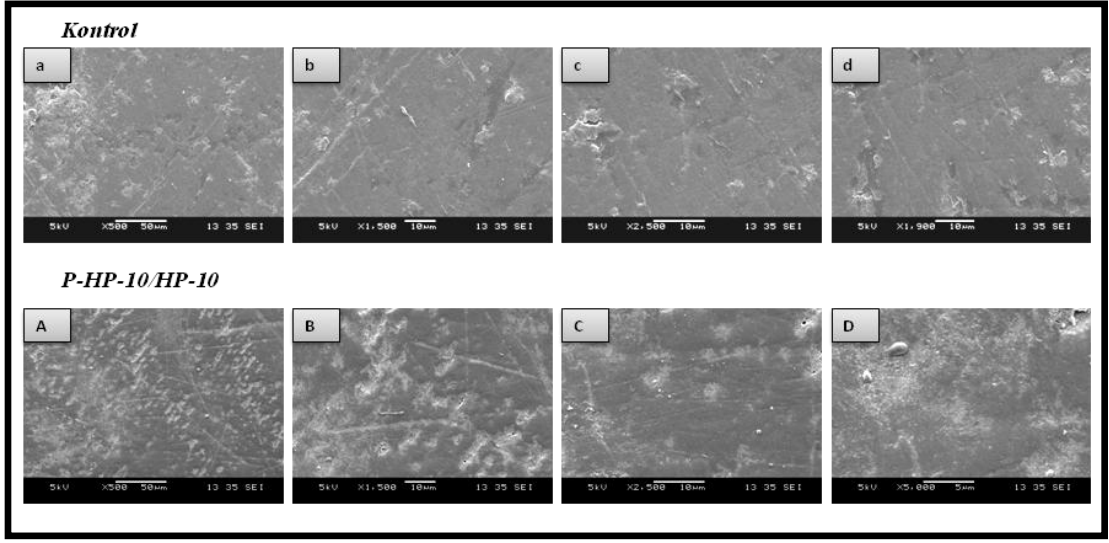
Resim 4.5. Grup 4'e ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d:** Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D:** Aynı dişin P-HP-5 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



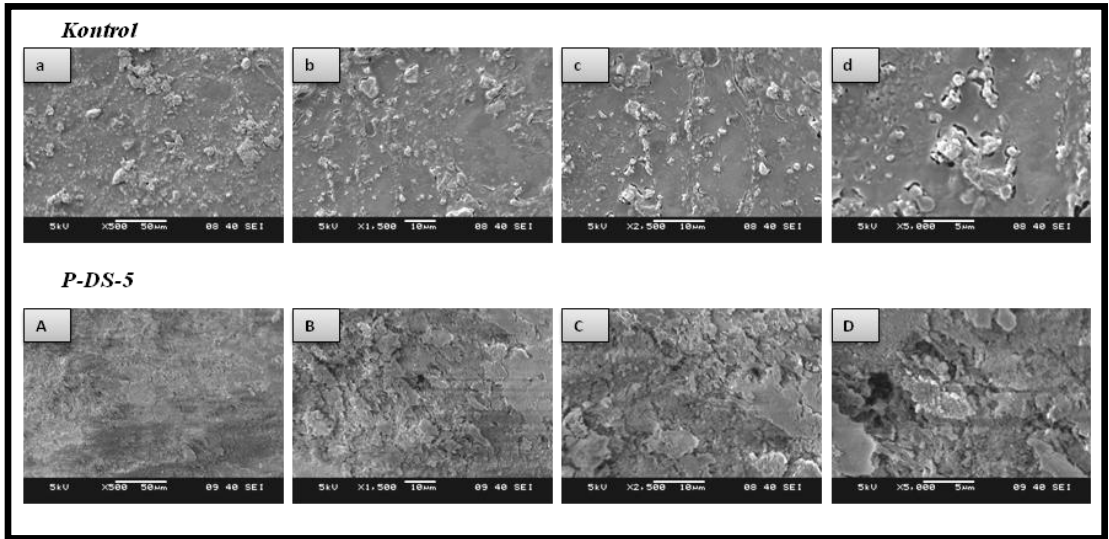
Resim 4.6. Grup 5'e ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d:** Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D:** Aynı dişin P-HP-10 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



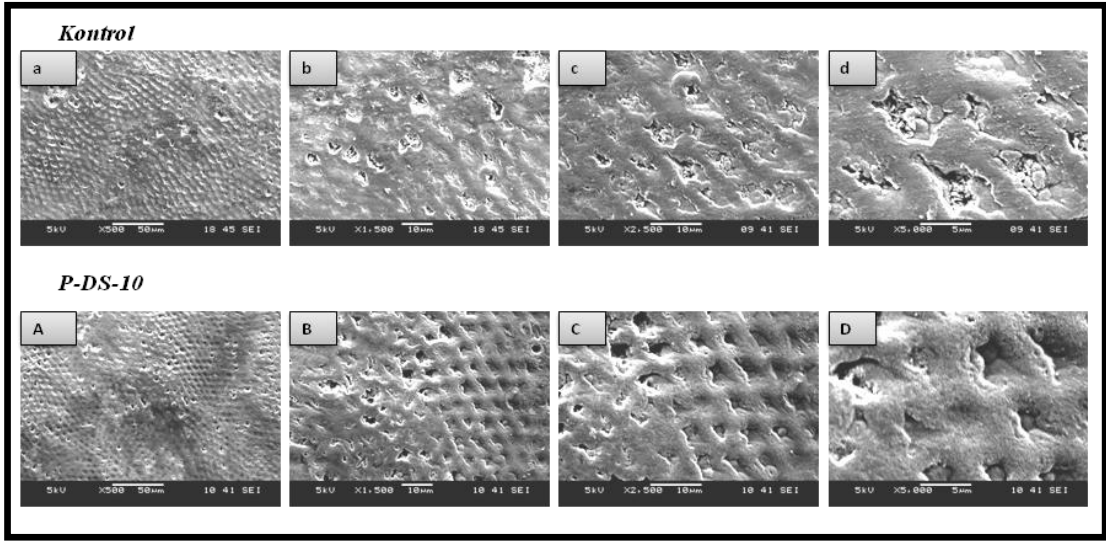
Resim 4.7. Grup 6'ya ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d:** Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D:** Aynı dişin P-HP-5/HP-15 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



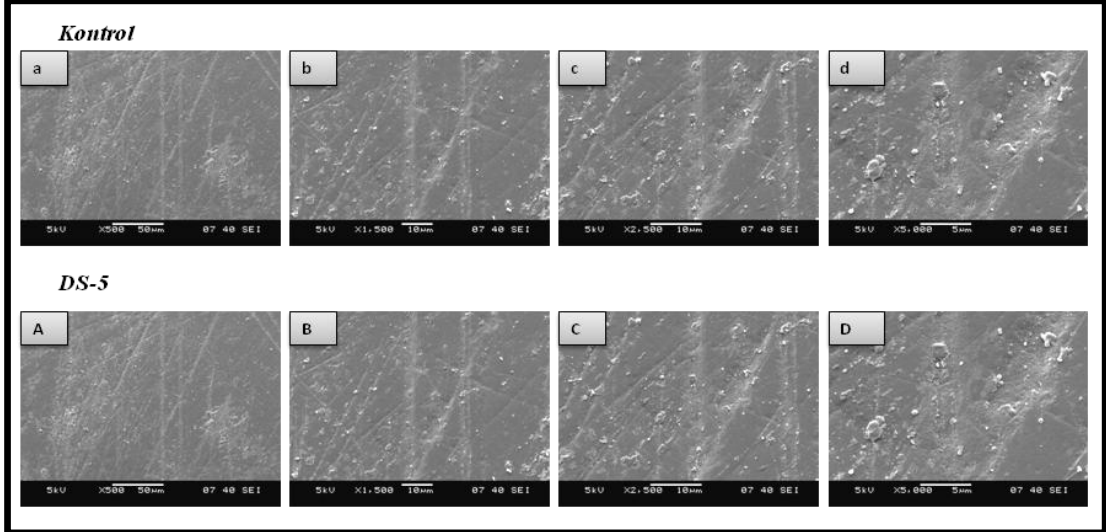
Resim 4.8. Grup 7'ye ait örneklerin SEM görüntüleri **a-b:** Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D:** Aynı dişin P-HP-10/HP-10 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



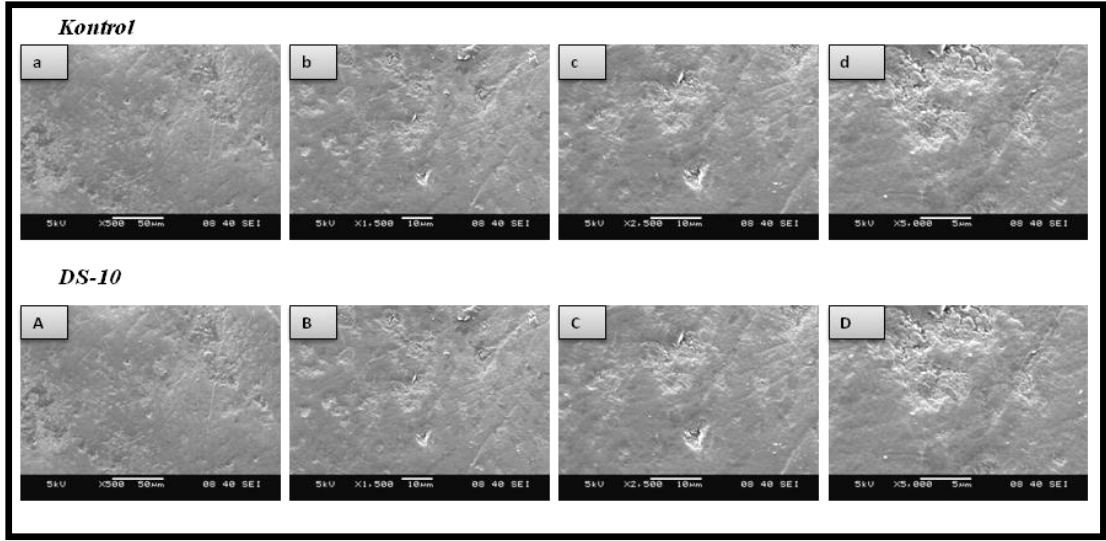
Resim 4.9. Grup 8'e ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d:** Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D:** Aynı dişin P-DS-5 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



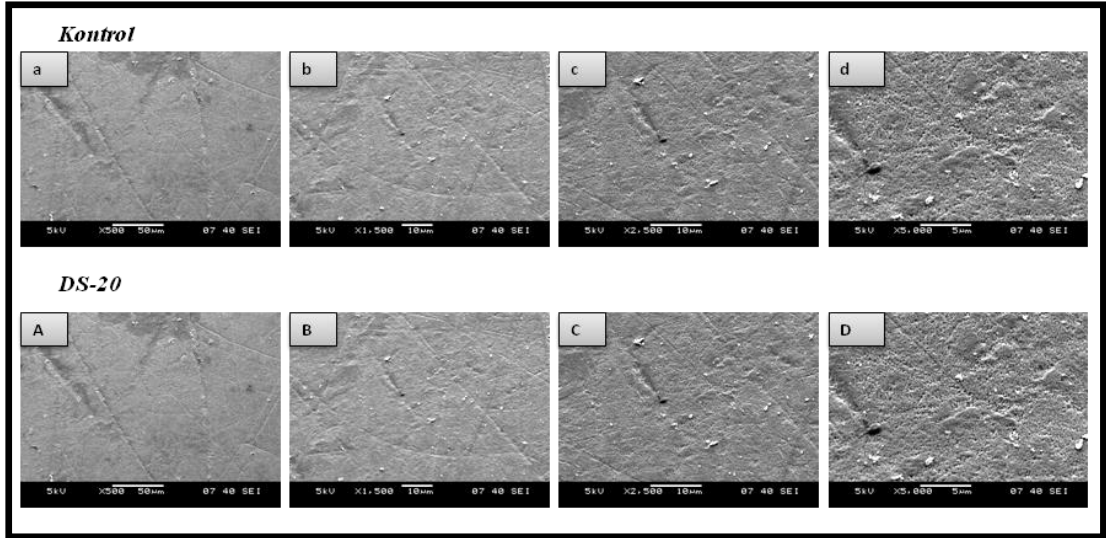
Resim 4.10. Grup 9'a ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d**: Beyazlatma işlemi yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D**: Aynı dişin P-DS-10 ile beyazlatılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



Resim 4.11. Grup 10'a ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d**: İşlem yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D**: Aynı dişin DS-5 ile işlem yapılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



Resim 4.12. Grup 11'e ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d**: İşlem yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D**: Aynı dişin DS-10 ile işlem yapılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)



Resim 4.13. Grup 12'ye ait örneklerin SEM görüntüleri **a-d**: İşlem yapılmamış yarım diş örneğinin görüntüleri **A-D**: Aynı dişin DS-20 ile işlem yapılmış diğer yarısının görüntüleri (x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme)

5 TARTIŞMA

Estetik diş hekimliğinde önemli bir yere sahip olan diş beyazlatma, diş renklenmelerinin tedavisinde uygulanan etkili, konservatif ve az maliyetli tedavi yöntemidir. Çeşitli sebeplerle renklenen vital dişler peroksit içerikli jeller kullanılarak beyazlatılır. Beyazlatma tedavileri evde veya muayenehanede yapılabilmektedir. Her iki yöntemin de bazı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Hasta tarafından uygulanan beyazlatma, hem daha düşük konsantrasyonlu HP jellerinin kullanılması, hem de daha az maliyetli olmasıyla muayenehane uygulamalarına göre daha avantajlı gibi görünse de; bu yöntemlerin tedavi süresinin uzun olması, tedavinin başarısının hastanın motivasyonuna ve yeteneğine bağlı olması, kimi hastaların gece plaklarını tolere edememesi, yumuşak doku irritasyonlarına neden olabilmesi, düşük konsantrasyonlu KP jellerinin koyu gri ve / veya kahverengi lekeli dişlerde etkili olmaması, tezgah üstü ürünlerin diş hekimi kontrolü olmadan hastalar tarafından bilinçsizce kullanılabilir halde olması gibi dezavantajları vardır (4, 80). Muayenehane tipi uygulamalar ise yüksek konsantrasyonlu HP jellerinin kullanılması ve daha maliyetli olmasına rağmen; hasta tarafından uygulanan beyazlatmalara göre bu yöntemlerin diş hekimi tarafından bizzat uygulanması, plak gerektirmemesi, diş eti bariyerleri sayesinde yumuşak dokuların daha iyi korunması ve en önemlisi tedavinin daha kısa sürede tamamlanması gibi avantajları bulunmaktadır (193). Profesyonel beyazlatma yöntemleri özellikle evde beyazlatma için yeterli zamanı olmayan hastalarda ya da ağızda plağın varlığını veya jelin tadını tolere edemeyen hastalarda tercih edilir. Bu avantajlara rağmen Barghi (194) diş hekimlerinin büyük bir kısmının profesyonel uygulamalar yerine evde hasta tarafından uygulanan beyazlatma yöntemlerini tercih ettiğini belirtmiştir. Profesyonel beyazlatmada tek seans uygulamanın istenen beyazlığa ulaşmada yeterli olmaması sebebiyle (193), beyazlatma etkisinin artırılması için uygulama sayısının artırılması ve tedavi süresini kısaltmak adına farklı enerji kaynakları ile HP'nin aktive edilmesi önerilmektedir (195). Son zamanlarda beyazlatma yöntemlerinin ve uygulama tekniklerinin geliştirilmesi ile profesyonel beyazlatma işlemi daha pratik ve uygulanabilir hale getirilmeye

çalışılmaktadır. Biz de ABSP kaynağının vital dişleri beyazlatma için kullanılabilceği kanısındayız.

Günümüzde profesyonel beyazlatmada %15-40'lık HP jelleri tek başına veya ısı ve/veya ışıkla aktive edilerek kullanılmaktadır (196, 197). Bu amaçla kullanılan ısı ve ışık kaynakları; uv, tungsten halojen, LED'ler, plazma arklar ve lazerlerdir (198). Her ne kadar piyasada bu amaçla pek çok cihaz bulunsa da, diş beyazlatmada ışık kaynağının gerçek rolü tartışmalıdır. Bazı yazarlar ışık kaynaklarının beyazlatma işleminin etkinliğini arttırdığı savunurken (199, 200), bazıları da belirgin bir etkisinin olmadığını ileri sürmektedir (95, 201). Işık kaynakları talimatlara uygun kullanılmazsa dişin sıcaklığını arttırabilir, pulpada geri dönüşümsüz termal yan etki oluşturup, mine yüzeyinde istenmeyen morfolojik ve yapısal değişikliklere sebep olabilir (202-204).

Isı oluşturmaması ve toksik olmaması gibi avantajları sayesinde biyomedikal alanda kullanım alanı bulan dengede olmayan ABSP'nin, *in vitro* çalışmalarda vital beyazlatmada ışık kaynağı olarak kullanımı denenmiştir (205-209). Yapılan çalışmalarda plazma kaynağı olarak ABPJ'nin etkinliği incelenmiştir (208, 209). ABPJ'lerin hızlı gaz akışı dolayısıyla diş beyazlatma sırasında yüzeydeki mevcut jel savrulup gitmekte ve belirli aralıklarla jelin yenilenmesi gerekmektedir (208, 209). Ayrıca kullanılan helyum ve neon gazları işlem yapılan ortamın atmosferik şartlarını değiştirmektedir. Özellikle helyum normal solunum için gerekli oksijenin yerine geçebileceğinden solunması tehlikeli olabilir (210). Bu sebeple bizim çalışmamızda ABPJ değil, FE-DBD türündeki ABSP kullanımı test edilmiştir.

Plazma kimyası incelendiğinde hava plazmalarında reaktif oksijen türevleri O, O₂ (elektriksel olarak uyarılmış oksijen), OH ve O₃; ve reaktif nitrojen türevleri N, N₂ (elektriksel olarak uyarılmış nitrojen) ve NO oluştuğu görülür (211). Bu şekilde oluşturulan enerjik iyonlar, serbest elektronlar ve hidroksil radikallerinin doğrudan beyazlatmaya etki etmeleri sebebiyle, çalışmamızda DS'ye uygulanacak plazmanın, H⁺, OH⁻, OH₂⁻ ve H₂O₂'nin iyonizasyonunda oluşan H₂O+O vb. reaktif türevler oluşturarak beyazlatma etkisi göstereceği düşünüldü ve deney gruplarına plazma + DS grupları da eklendi.

Kısa süreli ve etkili beyazlatma tedavisi hasta ve hekim için önem taşımaktadır. Günümüzde mevcut profesyonel vital beyazlatma tedavileri 20-60

dk'lık uygulamaları içeren 3 ayrı seans ile tamamlanabilmektedir. Çalışmamızda ABSP güç kaynağı ile aktive edilen vital beyazlatma ajanının beyazlatma süresini anlamlı ölçüde kısaltması, böylelikle jel ile temas süresinin de azaltılması amaçlanmıştır. Bu amaçla; plazma uygulanan gruplar, aynı sürelerde plazma uygulanmayan beyazlatma ajanı ile karşılaştırılmıştır.

Plazma uygulamasının diş beyazlatmadaki etkinliğini ortaya koymak amacıyla planladığımız çalışmamızda, plazma ile 5 dk ve 10 dk boyunca aktive edilen %40'lık HP ve DS'nin beyazlatma etkinlikleri karşılaştırıldı. Plazma uygulama süresini belirlemek amacıyla yapılan ön çalışmada 60 adet sığır dişi örneği kullanılarak %40 HP jel, plazma + %40 HP jel, plazma + DS grupları 3, 5, 7 ve 10 dk'lık uygulamalarla test edildi. Elde ettiğimiz sonuçlara göre en uygun uygulama sürelerinin 5 dk ve 10 dk olduğu görüldü.

Literatür incelendiğinde, *in vitro* şartlarda yapılan diş beyazlatma çalışmalarında hem çekilmiş insan dişleri hem de sığır dişlerinin kullanıldığı görülmektedir (212-215). Sağlam çekilmiş insan dişi bulmadaki etik zorluklar, sığır dişlerinin daha kolay elde edilebilmesi, sığır dişlerinin büyük yapısı sayesinde daha standardize örnek hazırlanabilmesi sebebiyle çalışmamızın beyazlatma etkinliği ve renk stabilitesi kısmında 2 yaş üzerindeki sığırlardan çekilmiş ön bölge dişleri kullanıldı (216). Wiegand et al. (217) sığır ve insan dişinin yapısal özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, sığır dişlerinin kompozisyon, yoğunluk, mine çapı ve Vickers sertliği gibi fiziksel ve kimyasal özelliklerinin insan dişine benzediğini belirtmişlerdir. Schiavoni et al. (212) geçirgenlik çalışmaları için sığır dişi minesinin insan dişine uygun bir alternatif olabileceğini belirtmiştir. Çalışmamızın deneysel ajanların mine mikrosertliği ve mine yüzey yapısı üzerindeki etkisini değerlendirdiğimiz kısımda ise çekilmiş sağlam insan büyük azı dişleri kullanıldı (191, 218-220).

In vitro şartlar altında yapılan çalışmalarda, *in vivo* ortamı mümkün olduğunca taklit edebilmek amacıyla, çekilmiş dişlerin dehidrate olmasını engellemek ve ağız içi sıcaklık olan 37°C'lik sıcaklığı sağlamak gerekmektedir. Bu amaçla yapılan beyazlatma çalışmalarına bakıldığında dişlerin 37°C'de etüv içerisinde distile su (221) ya da yapay tükürük solüsyonları içerisinde saklandığı

görülmektedir (222). Bizim çalışmamızda da işlem yapılmayan zamanlarda dişler yapay tükürük solüsyonunda 37°C’de etüvde saklandı.

Literatürde renk değişimini değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmalar incelendiğinde iki temel yaklaşımın kullanıldığı görülmektedir; birincisi renk skalaları ile nitel optik değerlendirme (199), ikincisi kalorimetre ya da spektrofotometre kullanılarak yapılan kantitatif değerlendirmedir. Yapılan çalışmalarda çoğunlukla öznel yanılgıların etkilerini en aza indirgeyebilmek için, renk ölçümünde daha nesnel ve sayısal verilere dayanan dijital sistemler kullanılır (223-225). Baltzer and Jinoian (226), spektrofotometre ile yapılan ölçümlerde diş renginin dış ortamdan ve dişe komşu yumuşak dokulardan etkilenmediğini belirtmişlerdir. Bu etkenler göz önüne alınarak bizim çalışmamızda da renk değişiminin değerlendirilmesinde spektrofotometre ile CIE L*a*b* renk sistemi kullanıldı. Spektrofotometreler arasından “SpectroShade“, daha yaygın olarak kullanılan “Vita Easy Shade“ ile kıyaslandığında tek nokta yerine, tüm dişin rengini CIE L*a*b* sistemine göre ölçebilme özelliğine sahiptir. Llana et al. “Easy Shade“ ve “Spectro Shade Micro“ ile klinikte diş renginin doğru ve tekrar edilebilir şekilde belirlenebileceğini belirtmiştir (38).

Vital dişlerde görülen diş renklenmeleri çoğunlukla dışsal veya içsel etkenler sebebiyle ya da yaşa bağlı olarak karşımıza çıkar. Yapılan çalışmalarda, *in vitro* şartlarda bu tip renklenmeleri taklit etmek amacıyla kan (227), klorheksidin (228), Rhodamine B, Orange II, Fe (III) fitalosilanin, siyah çay (229, 230) ve kahve (212, 231) kullanılmıştır. Kullanılan renklendirici ajan, pigmente karbon halkası bileşiklerine veya karbon çift bağlı bileşiklerine benzer bir yapı sergilemeli (232), diş yapısı içine penetre olabilecek moleküler ağırlığa sahip olmalı ve peroksit bileşikleriyle çözünebilmelidir (229). Kanın çoğunlukla devital beyazlatma çalışmalarında internal renklenmeleri taklit etmesi, Rhodamine B’nin HP ile çözünememesi, Fe (III) fitalosilaninin dişi çok hızlı boyaması, klorheksidin ve Orange II boyasının klinik olarak koyu renkli diş değerlerini (L*a*b) uygun şekilde taklit edememesi ve çay ile renklendirme işleminin uzun zaman alması sebepleriyle, çalışmamızda renklendirici ajan olarak kahve kullanımı tercih edildi.

Uygulanan aktif jelin, konsantrasyonu ile doğru orantılı olarak mine geçirgenliğini arttırdığı bilinmektedir (233). Hegedüs et al. (234), %30 HP içeren hasta tarafından uygulanan beyazlatma ajanı ile %22 HP içeren bir başka hasta tarafından uygulanan beyazlatma ajanının mine yüzeyi üzerinde geçirgenliği arttırdığını ve ajanların etkilerinin benzer olduğunu bulmuşlardır. Mine geçirgenliğinde artış, tekrar renklenmeyi hızlandırabilir. Bu nedenle tedaviden hemen sonra ve belirli aralıklarla renk stabilitesi değerlendirilmelidir. Beyazlatma sonrası yeniden renklendirmenin değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde çay, kahve (235), kırmızı şarap (187, 236), kola ve meyve sularının (187) kullanıldığı görülmektedir. Bizim çalışmamızda da yeniden renklendirici ajan olarak asidik, renkli ve alkol içermesi sebebiyle kırmızı şarap kullanımı tercih edildi. Örneklere beyazlatmadan hemen sonra Sof-Lex disklerle polisaj yapılarak, beyazlatma sonrası kırılma ve çekme dayanımını azaltan düzensiz, aprizmatik yüzeyel mine tabakası kaldırıldı. Örnekler 14 gün sonra 48 sa boyunca kırmızı şarap içinde bekletilerek yeniden renklenmeye olan yatkınlıkları değerlendirildi (187).

Işık kaynaklarının uygulanması sırasında ışıktan absorbe edilen ısı enerjisi peroksitlere aktarılır (199). Sıcaklık artışı beyazlatma işlemini hızlandırır. Sıcaklıktaki her 10°C'lik artış HP'nin serbest radikallere dönüşümünü sağlayan kimyasal reaksiyon hızını iki katına çıkarır (44). Işık uygulamasının diğer bir faydası ise fotolizis reaksiyonu sayesinde HP'den serbest radikallerin salımını hızlandırmasıdır (92). Ancak diş hekimliğinde yapılan beyazlatma işlemleri düşük sıcaklıkta gerçekleştirilmelidir. Chen (237), sıcaklığın 45°C'ye ulaşmasının HP'nin anlamlı derecede dekompozisyonunu sağladığını belirtirken, Schubert (238), 41,5°C'ye varan sıcaklıkların pulpal enflamasyona sebep olacağını belirtmiştir. Pulpa içi sıcaklık artışı mine ve dentinde kırık ve çatlaklara (239), odontoblastlarda patolojik değişikliklere, diş hassasiyetine (59, 240, 241), pulpal enzimlerin inhibisyonu ve pulpal enflamasyona (240) sebep olmaktadır. Eldeniz ve ark. (242)'nin halojen ve LED/lazer ışık kaynakları kullanarak beyazlatma sonrası pulpal sıcaklık değişimlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında halojen ışık kaynaklarının daha fazla sıcaklık artışına sebep olduğunu bulmuşlardır. Klaric et al. (243), beyazlatma sırasında farklı ışık kaynaklarının yüzeyel ve pulpa içi sıcaklık değişimlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında femtosecond lazer ve ZOOM2'nin

pulpa için zararlı miktarda sıcaklık artışına sebep olduğunu bildirmişlerdir. ABSP kullanılarak yapılan beyazlatma çalışmaları değerlendirildiğinde ise genel olarak plazma ile pulpa için zararlı sıcaklık değerlerine ulaşılmadığı görülmektedir. Sun et al. (208), çalışmalarında, %35 HP jel ile birlikte plazma jeti 20 dk uyguladıkları grupta örneklerdeki yüzey sıcaklığı 8. dk'dan sonra sabitlenerek 37°C civarında seyrettiğini rapor etmiştir. Nam et al. (209) plazma uygulanan dişlerin sıcaklığının vücut sıcaklığını geçmediğini belirtmişlerdir. Aynı araştırmacıların, üç ayrı ışık kaynağı ile (NAPP, PAC ve diyet lazer) aktive edilmiş %15 KP jelin beyazlatma etkinlikleri ve oluşan sıcaklığı değerlendirdikleri çalışmalarında, NAPP uygulanan grupta 10. dk'da sıcaklık 37°C'ye ulaşmış olup, 20. dk'ya kadar stabil kalmıştır. PAC ve diyet lazer gruplarında ise sıcaklık değerleri sırasıyla 43°C ve 42,5°C'ye ulaşmıştır (188). Bizim çalışmamızda ise plazma uygulaması sonrası mine yüzey sıcaklığı maksimum 27°C'ye ulaşmıştır. Sulieman et al. (86)'a göre beyazlatma jeli ve içeriğindeki su ışık kaynaklarının yarattığı pulpa odasındaki sıcaklık artışını engelleyen koruyucu bir bariyer olarak davranmaktadır. Ancak Carrasco et al. (103) beyazlatma aktivasyonu amacıyla kullanılan farklı ışık kaynaklarının pulpa odasındaki sıcaklık değişimleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, beyazlatma jeli uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark bulamamışlardır. Bizim çalışmamızda ise sıcaklık, DS'nin plazma ile 5 dk ve 10 dk aktive edildiği gruplarda sırasıyla 25°C ve 27°C'ye; %40'lık HP'nin plazma ile 5 dk ve 10 dk aktive edildiği gruplarda ise sırasıyla 27°C ve 26°C'ye ulaştı. Yani Sulieman et al. (86) sonuçlarını destekler nitelikte, beyazlatma jeli uygulanan ve uygulanmayan grupların sıcaklık değerleri birbirine yakın bulunmuş olup, hem beyazlatma jelinin varlığı, hem de DS kullanımının sıcaklık artışını engellediğini düşünmekteyiz. *In vivo* şartlarda canlı diş pulpasındaki kan akışının da sıcaklık artışını engelleyen, meydana gelen sıcaklığın dağılıp gitmesini sağlayan pulpa için koruyucu bir fizikokimyasal yapı olduğu düşünüldüğünde, ABSP uygulamalarının vital dişler üzerinde fazla sıcaklık artışına neden olarak zararlı olacağını düşünmemekteyiz.

Beyazlatma sonrası sıcaklık ölçümlerinin değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde, sıcaklık ölçümü için dijital dönüştürücü ile birlikte ısı ölçerlerin (86, 103), non-kontakt termometrenin (105) ve fiber optik sıcaklık ölçüm sisteminin (12,

209) kullanıldığı ve ölçümlerin genellikle oda sıcaklığında pulpa odası içerisinden (169, 244) ya da kronun vestibül yüzeyinden (86) yapıldığı görülmektedir. Bizim çalışmamızda da hassas ve güvenilir ölçüm yapabilen, veri kaydı olabilen, geniş sıcaklık ölçüm yelpazesine sahip, laboratuvar şartlarında çalışmaya uygun dijital fiber optik termal sıcaklık ölçüm cihazı (FTI-10 fiber optik sinyal iletici, FOT-L-SD fiber optik sıcaklık sensörü; FISOTechnologies Inc, Québec, Kanada) kullanıldı. Sıcaklık ölçümleri oda sıcaklığında yapıldı. Vital beyazlatma işlemi dolayısıyla ölçümler pulpa odasından değil vestibül yüzeyden gerçekleştirildi.

Beyazlatma ajanlarının mine üzerine olan etkisiyle ilgili farklı görüşler olmakla birlikte, genel olarak beyazlatma işleminin minenin abrazyon direnci ve mikrosertliğinde azalmaya sebep olduğu düşünülmektedir. Çalışmalar beyazlatma ajanlarının mine yüzey morfolojisinde değişiklikler oluşturabileceğini (155, 156) ve mine mikrosertliğini azaltabileceğini göstermiştir (64, 157). Pinto et al. (245) 6 farklı beyazlatma ajanının mine üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında bütün gruplarda mikrosertlikte azalma ve yüzey pörözitesinde artış görülmekle birlikte, %35 HP'nin diş sert dokularını en çok etkileyen grup olduğunu bildirmiştir. Dolayısıyla *in vitro* çalışmalarla beyazlatma işlemi sonrasında mikrosertlik ölçümleri ve yüzey morfolojisi incelemeleri yapılarak sonuçlar değerlendirilebilir (158, 159). Çünkü HP, diş dokularının mineral içeriğini azaltan bir ajandır (7). Bu açıdan beyazlatma ajanlarının dental sert dokular üzerine etkisinin incelenmesi önemlidir.

Çalışmalarda mikrosertlik ölçümleri Vickers (204, 218, 246) veya Knoop (247) uç kullanılarak farklı ağırlıktaki yüklerin farklı sürelerde materyalin yüzeyine uygulanması ile gerçekleştirilmektedir. Vickers sertlik testi sertliğin hesaplanmasında kullanılan denklemin çentik oluşturan ya da diğer bir deyişle batan ucun boyutlarından bağımsız olması ve test edilecek malzemenin sertliğine bakılmaksızın tüm malzemelerde kullanılabilmesinden dolayı benzeri yöntemlere göre daha kolay bir işlem olduğundan diğer sertlik belirleme deneylerine göre daha çok tercih edilir (248, 249). Bizim çalışmamızda mikrosertlik ölçümü için Vickers tip uç (HMV-2000, Shimadzu, Columbia, MD, ABD) 30 sn boyunca 10 g'lık yük altında uygulandı (190).

Beyazlatma sonrası diş yüzeyindeki morfolojik değişiklikler ise yüksek çözünürlük ve magnifikasyon özellikleri sayesinde SEM analizleri ile daha ayrıntılı

incelenebilir (208, 209, 250). Bizim çalışmamızda da örnekler SEM’de x500, x1500, x2500 ve x5000 büyütme altında yüzey morfolojisinin değerlendirilmesi amacıyla incelendi.

Beyazlatma işlemi kompleks bir oksidasyon-redüksiyon reaksiyonudur. Beyazlatma ajanlarının etkisi peroksitlerin serbest radikallere ayrışmasıyla gerçekleşir (3, 195). Beyazlatma ürünlerinin dişin mine tabakası üzerine etkileri, beyazlatmada dehidratasyona bağlı renkte geri dönüş ve yeniden renklenme açısından önemlidir. Beyazlatma tedavileri sırasında meydana gelen dehidratasyon, sadece diş hassasiyetine neden olmakla kalmayıp tedavi etkinliğinin değerlendirilmesinde de problem yaratabilir. Beyazlatma tedavisi ile dehidrate olan dişilerin rehidratasyonu renkte geri dönüş gibi yanlış algıya sebep olabilir (194). Bu nedenle renk analizlerinin, yapılan son beyazlatmadan en az 1-2 gün sonra yapılması daha doğru sonuçlar vermektedir (251). Bizim çalışmamızda da beyazlatma sonrası renk ölçümleri işlemden 24 saat sonra yapıldı.

Çalışmanın beyazlatma etkinliği bulguları neticesinde, ‘test edilen HP ve DS’nin plazma ile aktivasyonunun beyazlatma etkinliği üzerine etkisi yoktur’ sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Çalışmamızda P-HP-5 grubu HP-5’ten 2,7 kat, P-HP-10 grubu ise HP-10’dan 2 kat daha fazla beyazlatma etkisi gösterdi. Ayrıca gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu bulguların neticesinde ABSP’nin HP’nin beyazlatma etkisini arttıran bir yöntem olduğu görülmüştür. Sonuçlarımızı benzer çalışmalar da desteklemektedir. Lee et al. (252) yaptıkları çalışmada, plazma jetin 200-900 nm dalga boyundaki yayılım spektrumunda He, N₂ ve N₂⁺ varlığını ve atomik oksijen dalgalarını tespit etmişlerdir. Atomik oksijen radikalleri çok reaktif türler olmakla birlikte plazmanın biyomedikal uygulamalarında önemli bir rol oynamaktadır (253, 254). Aynı çalışmada plazmanın beyazlatma mekanizmasındaki etkisinden de bahsedilmektedir (252). Buna göre, diş yüzeyindeki renklendirici materyaller tipik olarak mine yüzeyine tutunan organik moleküllerdir. Plazma tedavisi ile bu moleküller diş yüzeyinden uzaklaştırılmakta ve böylece beyazlatma sağlanmaktadır. Nitekim 20 dk %30 HP ile birlikte plazma jet uygulanmış grupta ortalama ΔE değeri, sadece %30 HP uygulanmış gruba göre 3,1 ila 3,7 kat daha fazla bulunmuştur. Nam et al. (209), 30 dk boyunca %16’lık KP ile birlikte soğuk

atmosferik plazma jet kullanarak beyazlattıkları dişlerin ortalama ΔE değerlerini, 30 dk sadece %16 KP uygulanan gruba göre 3,7 kat daha yüksek bulmuşlardır. Plazmanın beyazlatma etkisini, plazma etkisiyle açığa çıkan OH^- iyonlarının hızlıca mine yüzeyine difüze olarak çift bağlı pigmente protein zincirlerini kırıp tek bağ şekline getirmesiyle gerçekleştirdiğini, yani; beyazlatma ajanlarının diş beyazlatma mekanizmasıyla sinerjistik bir etki oluşturduğunu ve daha hızlı beyazlatma sağladığını belirtmişlerdir.

Muayenehane uygulamalarında HP genellikle yüksek konsantrasyonda ve 20 dk'lık döngülerle kullanılmaktadır. Çalışmamızda HP'nin plazmayla aktivasyonunun bu süreyi kısaltabileceği düşüncesinden yola çıkarak HP-20 grubu plazmayla daha kısa sürelerde aktive edilmiş HP gruplarıyla (P-HP-5 ve P-HP-10) karşılaştırılmış ve aralarında istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir. Diğer bir deyişle HP'nin sadece 5 dk süreyle plazmayla aktive edilmesi, aynı ajanın 20 dk plazma aktivasyonsuz uygulanmasıyla benzer beyazlatma etkisi göstermiştir.

Çalışmamızda P-DS-5 grubu kontrol grubu olan DS-5 ile karşılaştırıldığında P-DS-5'in yüksek beyazlatma etkisi gösterdiği görülmüştür. Benzer şekilde P-DS-10 da DS-10'dan daha yüksek beyazlatma etkisi göstermiştir. Bu bulgular ABSP ile aktive edilmiş DS'nin beyazlatmada etkili bir yöntem olduğunu göstermektedir. Ayrıca aynı sürelerde uygulanan plazmayla aktive edilmiş DS gruplarıyla aktive edilmemiş HP grupları karşılaştırıldığında, P-DS-5 grubunun HP-5'ten 3,7 kat, P-DS-10 grubunun HP-10'dan 3 kat daha fazla beyazlatma etkisi gösterdiği görülmüştür.

P-DS-5 ve P-DS-10 grupları 20 dk'lık muayenehane uygulamasıyla (HP-20) karşılaştırıldığında ise, beyazlatma etkilerinin HP-20'den sırasıyla 2 ve 2,4 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Bu bulgular değerlendirildiğinde, plazma ile oluşan ileri derecede okside edici ürünlerin DS'ye geçtiği ve su aracılığıyla transferlerinin kolaylaştığı görülmektedir. Çünkü DS'ye uygulanan plazma deşarjı suda bir çok reaksiyon meydana getirerek reaktif oksijen türevleri, yüklü parçacıklar ve ozondan daha güçlü okside edici radikaller oluşturmaktadır (255, 256). Kim et al. (257) hibrit gaz-sıvı plazmasıyla aktive edilmiş DS'de esas olarak OH radikallerinin diş beyazlatmadan sorumlu olduğunu, bunun yanı sıra düşük miktarda HP oluştuğunu bildirmiştir. Bunun yanında plazma uygulanan DS'nin asidik özellik kazandığı da

bildirilmiştir (258). Shainsky et al. (259) plazma uygulamasının başladığı an DS'deki HP konsantrasyonunun 2000 mg/L yükselirken, 15 dk'lık uygulama sonucu 10 mg/L'ye düştüğünü göstermişlerdir. Bu verilere göre plazma uygulamasıyla oluşan HP'nin DS'ye geçtiği ve hızla parçalandığı görülmektedir. HP'nin oksidasyon yeteneği düşük pH değerlerinde daha yüksektir (260). Bunun yanı sıra DS'ye plazma uygulaması sonrasında süperoksit anyonu da meydana gelir. HP ile beraber süperoksit anyonunun okside edici özelliği çok daha artmaktadır (259). Bu da çalışmamızda DS'ye uygulanan plazmanın diğer plazma grupları ile karşılaştırıldığında daha yüksek beyazlatma etkisi göstermesini açıklamaktadır. Buna göre ABSP ile aktive edilmiş DS'nin beyazlatmada jel kullanım gereksinimini ortadan kaldıracak bir yöntem olduğu söylenebilir.

Çalışmamızda HP-20 grubu ile P-HP-5/HP-15'in beyazlatma etkileri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmezken ve P-HP-10/HP-10 grubu HP-20'den daha fazla beyazlatma etkisi göstermiştir. Ayrıca bu uygulamalardan sadece P-HP-10/HP-10 grubu P-HP-5 ve P-HP-10'dan yüksek beyazlatma etkisi göstermiştir. Bu bulgulara göre 20 dk'lık jel uygulamasının ilk 10 dk'sı plazma ile aktive edildiğinde daha fazla beyazlatma etkisi elde edildiği görülmektedir.

Plazma uygulanan gruplardan P-DS-10 ve P-HP-10/HP-10 en yüksek beyazlatma etkisi gösteren gruplar oldu. P-HP-10/HP-10'un beyazlatma etkisi değerlendirildiğinde, ilk 10 dk'sı plazma ile aktive edilen %40'lık HP jel toplam 20 dk dış yüzeyinde kaldığı için yüksek beyazlatma etkisi göstermiş olabilir.

Çalışmanın renk stabilitesi bulguları neticesinde, 'test edilen HP ve DS'nin plazma ile aktivasyonunun renk stabilitesi üzerine etkisi yoktur' sıfır hipotezi reddedilmiştir.

HP içerikli beyazlatma ajanları sadece mine yüzeyinde morfolojik ve fizikokimyasal değişiklikler yaratmakla kalmaz, aynı zamanda beyazlatma sonrası renklendirici ajanların dış yüzeyini yeniden renklendirmesine olan yatkınlığını da artırır. Çalışmalar da %35 HP ile beyazlatılmış minenin beyazlatma yapılmamış mineye oranla daha fazla yeniden renklendiğini göstermektedir (187, 261, 262). Bizim çalışmamızda da ΔE_2 değerleri, HP-5 hariç deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı. Yani HP-5

dışındaki tüm beyazlatma yöntemleri beyazlatma sonrası yeniden renklenmeye olan yatkınlığı arttırmıştır.

Çalışmamızda HP-5 grubu HP-10'dan, HP-10 grubu HP-20'den daha az yeniden renklenme göstermiştir. Bu bulgu Rotstein et al. (261)'un çalışmalarına benzer şekilde, beyazlatma etkisi arttıkça yeniden renklenmeye olan yatkınlığın da arttığını göstermektedir.

Aynı sürelerde plazmayla aktive edilmiş ve edilmemiş HP grupları karşılaştırıldığında, daha fazla beyazlatma etkisi gösteren grupların daha fazla yeniden renklendiği görülmüştür. Nitekim P-HP-5 grubu HP-5'ten 2,8 kat, P-HP-10 grubu ise HP-10'dan 1,7 kat daha fazla yeniden renklenme gösterdi. Bu bulgu Rotstein et al. (261)'un beyazlatma etkisi arttıkça yeniden renklenmeye olan yatkınlığın da arttığını bildiren çalışmasını desteklemektedir.

Bunun yanı sıra HP-20 grubu plazmayla daha kısa sürelerde aktive edilmiş HP gruplarıyla (P-HP-5 ve P-HP-10) karşılaştırıldığında, yeniden renklenme değerleri açısından aralarında istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir.

ABSP ile aktive edilmiş DS'nin yeniden renklenme değerleri incelendiğinde ise, Rotstein et al. (261)'un bulgularına benzer sonuçlar elde edilmiş olup, P-DS-5 grubu kontrol grubu olan DS-5'ten, P-DS-10 grubu da DS-10'dan daha fazla yeniden renklenme göstermiştir. Yani beyazlatma etkisi yeniden renklenmeye olan yatkınlığı arttırmıştır. Ayrıca aynı sürelerde uygulanan plazmayla aktive edilmiş DS gruplarıyla aktive edilmemiş HP grupları karşılaştırıldığında, P-DS-5 grubunun HP-5'ten 2,1 kat, P-DS-10 grubunun HP-10'dan 1,9 kat daha fazla yeniden renklenme gösterdiği görülmüştür.

P-DS-5 ve P-DS-10 grupları 20 dk'lık muayenehane uygulamasıyla (HP-20) yeniden renklenme miktarları açısından karşılaştırıldığında ise, aralarında istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir.

Çalışmamızın deneysel gruplarında ΔE_2 değerleri açısından, HP-20'nin yeniden renklenme miktarı P-HP-10/HP-10'dan istatistiksel olarak fazla bulunurken; HP-20 ile P-HP-5/HP-15 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. P-HP-10/HP-10'daki örneklerin yeniden renklenme miktarı, plazma uygulaması sonrası minenin yüzey pürüzlülüğüne, kimyasal kompozisyonuna, dehidratasyon

miktarına ve kalan yüzey düzensizliklerine bağlı olarak daha az görülmüş olabilir (209, 261, 263).

Plazma uygulanan gruplardan P-HP-10/HP-10 grubu P-DS-5, P-HP-10, P-DS-10 ve P-HP-5'den; P-HP-5/HP-15 grubu P-DS-10 ve P-HP-5'den; P-DS-5 ise P-HP-5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az yeniden renklenme gösterdi. Literatürde beyazlatma etkisi arttıkça minede meydana gelen dehidratasyon miktarının ve yeniden renklenmeye olan yatkınlığın arttığı rapor edilmiştir (261). Ancak bizim çalışmamızda HP grupları (HP-5, HP-10 ve HP-20) bu literatür bilgisini desteklemesine rağmen; plazma uygulanan gruplarda beyazlatma etkisi ile yeniden renklenmeye olan yatkınlık arasında bir ilişki bulunamamıştır. Aksine plazma uygulaması haricinde jelin extra diş yüzeyinde tutulduğu gruplarda (P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10/HP-10) yüksek beyazlatma etkisine rağmen yeniden renklenme daha az görülmüştür. Bu durumun nedeni beyazlatma için kullandığımız jelin %1,1 sodyum florür ve %3 potasyum nitrat içermesi olabilir. Plazma uygulanan gruplar içerisinde jelle maksimum temasta olan (20 dk) P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10/HP-10'daki örneklerin mine yüzeylerine çökelen sodyum florür ve potasyum nitrat, yüzey porozitelerini doldurarak renklendirici proteinlerin diş yüzeyine yapışmasını engellemiş olabilir. Bunun yanı sıra, bu gruplardaki örneklerin yüzey pürüzlülüğü daha az olabilir ve bu sebeple daha az yeniden renklenme göstermiş olabilirler.

Çalışmanın mikrosertlik bulguları neticesinde 'test edilen HP ve DS'nin plazma ile aktivasyonunun mine mikrosertliği üzerine etkisi yoktur' sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Yapılan mikrosertlik çalışmalarında, remineralizasyon ve demineralizasyon arasındaki dengeyi sağlayan tükrük, florür ve diğer remineralizasyon ajanlarının varlığına rağmen; HP ile beyazlatma sonrası sağlam mine ve dentinin mikrosertlik değerlerinde belirgin düşme gözlenmiştir (166). Zantner et al. (264) HP içerikli beyazlatma ajanlarının konsantrasyonları ve uygulama süresi arttıkça mine üzerinde yarattıkları demineralizasyon miktarının giderek arttığını belirtmiştir. Pinto et al. (245) farklı beyazlatma ajanlarının mine mikrosertliği üzerine etkisini inceledikleri çalışmada en fazla %35 HP grubunda olmak üzere tüm gruplarda yüzey mikrosertliğinde azalma meydana geldiğini bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da, Δ MS1 değerlerinin istatistiksel sonuçlarına göre, deneysel grupların tümünde kontrol

gruplarına göre daha fazla mineral kaybı gözlemlendi ($p < 0,05$). Diğer bir deyişle tüm deneysel gruplarda beyazlatmadan 1 gün sonra mikrosertlik değerlerinde belirgin bir düşme gözlenirken, kontrol gruplarında herhangi bir fark gözlenmedi.

Çalışmamızda HP-5 ve HP-10 gruplarının $\Delta MS1$ değerleri HP-20'den daha az bulunmuştur. Bu bulgu literatüre benzer şekilde %40 HP'nin uygulama süresi arttıkça mine üzerinde yarattığı demineralizasyon miktarının arttığını göstermektedir (264). Mielczarek et al. (265) diş sert dokularındaki inorganik yapıdaki çözünme miktarının beyazlatma ajanının diş ile temasta olduğu süreye bağlı olduğunu bildirmiştir.

Aynı sürelerde plazmayla aktive edilmiş ve edilmemiş HP grupları $\Delta MS1$ değerleri açısından karşılaştırıldığında, P-HP-5 grubunun HP-5'ten, P-HP-10 grubunun ise HP-10'dan istatistiksel olarak daha fazla demineralizasyon gösterdiği görülmektedir. Bu bulgu plazmayla aktive edilmiş HP ile beyazlatma etkisinin fazla olmasına bağlı olarak, meydana gelen demineralizasyon miktarının da fazla olduğunu göstermektedir. Öte yandan Araujo et al. (266) LED, halojen ışık ve argon lazer ile birlikte uygulanan %35 HP ajanının mine mikrosertlik değişimi üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında ışık kaynağı uygulamanın mikrosertliği etkilemediğini belirtmiştir.

P-HP-5 ve P-HP-10'da jelle temas süresi tek döngülük (20 dk) %40'lık HP grubunun (HP-20'nin) yarısı ve dörtte birine indirilmesine rağmen, $\Delta MS1$ değerleri açısından aralarında fark gözlenmedi. Bu durum her üç yöntemin beyazlatma etkinliklerinin benzer olmasına bağlanabilir (209).

ABSP ile aktive edilmiş DS gruplarının $\Delta MS1$ değerleri kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında, P-DS-5'in DS-5'ten, P-DS-10'un DS-10'dan istatistiksel olarak daha fazla demineralizasyon gösterdiği görülmektedir. Ayrıca aynı sürelerde uygulanan plazmayla aktive edilmiş DS gruplarıyla aktive edilmemiş HP grupları karşılaştırıldığında, P-DS-5 grubunun HP-5'ten, P-DS-10'un HP-10'dan istatistiksel olarak daha fazla demineralizasyon gösterdiği görülmektedir. Bu bulgular plazmayla aktive edilmiş DS ile beyazlatmanın etkisinin fazla olmasına bağlı olarak, meydana gelen demineralizasyon miktarının da fazla olduğunu göstermektedir. Bunun yanı sıra, beyazlatma yapılan ve yapılmayan mine yüzey yapıları arasında belirgin bir farkın gözlenmediği çalışmalar da bulunmaktadır (267-269).

Ayrıca P-DS-10'un $\Delta MS1$ değeri, HP-20'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla bulundu ($p < 0,05$). Yani beyazlatma sonrası demineralizasyon P-DS-10'da HP-20'ye göre daha fazla görüldü. Bu durum DS ile birlikte 10 dk boyunca uygulanan plazmanın oksidatif yeteneğinin, 20 dk boyunca uygulanan %40'lık HP ajandan daha fazla olma ihtimaline bağlanabilir. Aynı zamanda plazma deşarjının birçok reaksiyon meydana getirerek ozon, reaktif oksijen türevleri, yüklü parçacıklar ve ozondan daha güçlü okside edici radikaller oluşturması ve bu radikallerin DS aracılığıyla transferlerinin kolaylaşması (255, 256), bunun yanında plazma uygulanan DS'nin asidik özellik kazanması sebebiyle olabilir (258). Çalışmamızda P-DS-10'un yanı sıra P-DS-5'in $\Delta MS1$ değeri, plazma uygulaması yapılan diğer deneysel gruplar ile benzer bulundu. Bu durum DS'ye 10 dk boyunca plazma uygulamasının 5 dk'lık uygulamaya göre daha fazla demineralizasyon etkisi oluşturmasına bağlanabilir.

Çalışmamızın deneysel gruplarında $\Delta MS1$ değerleri açısından, HP-20 ile P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10/HP-10 arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Yirmi dakikalık jel uygulamasının ilk 10 dk'sı plazma ile aktive edildiğinde daha fazla beyazlatma etkisi elde edilmesine rağmen demineralizasyon miktarlarının aynı olması, jelin varlığının plazmanın yaratacağı ilave demineralizasyona engel olmasına bağlanabilir.

Yapılan bir çalışmada %35 HP ile profesyonel beyazlatma ile mine mikrosertliğinde azalma olmasına rağmen daha sonra minenin remineralize olduğu görülmüştür (270). Mikrosertlikteki bu düşüşün beyazlatmadan sonra yapılan remineralizasyon uygulamalarıyla tamir edilebileceği bildirilmiştir (163). Bu durum tükrüğün içeriğindeki remineralize edici ajanların diş yüzeyinde birikmesi ile sağlanmaktadır (164, 271). Yani tükrük mine remineralizasyonunda büyük bir rol almaktadır (272). Bizim çalışmamızda da beyazlatmadan 14 gün sonraki mikrosertlik değerleri incelendiğinde, P-DS-10 hariç tüm gruplarda başlangıç verilerine göre belirgin bir artış görüldü. Öte yandan, Basting et al. (220) yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre 42 günlük beyazlatma periyodunun ardından 14 gün yapay tükrük ile remineralizasyon süreci başlangıç mikrosertlik değerlerine ulaşmaya yeterli gelmediğini belirtmiştir. Bu durum tükrüğün remineralizasyon yeteneğinin süreye bağlı olarak arttığını göstermektedir.

Aynı sürelerde plazmayla aktive edilmiş ve edilmemiş HP grupları Δ MS2 değerleri açısından karşılaştırıldığında P-HP-5 grubunun HP-5'ten, P-HP-10 grubunun ise HP-10'dan istatistiksel olarak daha fazla remineralizasyon gösterdiği görülmektedir. Bu bulgu meydana gelen demineralizasyon miktarının fazla olmasına bağlı olarak, remineralizasyon miktarının da fazla olmasıyla açıklanabilir.

HP-20 grubu ile P-HP-5 ve P-HP-10 arasında Δ MS2 değerleri açısından istatistiksel olarak fark görülmemiştir. Bu bulgu demineralizasyon miktarlarının benzer olmasına bağlı olarak, oluşan remineralizasyonun da benzer olmasıyla açıklanabilir.

ABSP ile aktive edilmiş DS'nin Δ MS2 değerleri kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında, P-DS-5'in DS-5'ten, P-DS-10'un DS-10'dan istatistiksel olarak daha az remineralizasyon gösterdiği görülmektedir. Bu durum, P-DS-5 ve P-DS-10 gruplarında beyazlatma işleminin yarattığı demineralizasyonun tükürük komponentleriyle eski haline dönmesi için 14 günlük sürenin yeterli gelmemiş olmasıyla açıklanabilir. Ayrıca, beyazlatma işlemi yapılmamış kontrol gruplarının Δ MS2 değerlerinin fazla olması ise tükürüğün remineralizasyon sürecindeki tamir yeteneğini kanıtlar niteliktedir (272).

Ayrıca aynı sürelerde uygulanan plazmayla aktive edilmiş DS gruplarıyla aktive edilmemiş HP grupları Δ MS2 değerleri açısından karşılaştırıldığında, P-DS-5 grubuyla HP-5 arasında istatistiksel olarak fark olmamasına rağmen, P-DS-10 grubunun HP-10'dan istatistiksel olarak daha az remineralizasyon gösterdiği görülmektedir.

P-DS-10'un remineralizasyon miktarı, HP-20'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az bulundu ($p < 0,05$). Diğer bir deyişle beyazlatma sonrası remineralizasyon P-DS-10'da HP-20'ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az görüldü. Plazma uygulanmış DS'nin asidik özellik göstermesi sebebiyle daha fazla demineralizasyona sebep olan P-DS-10'un, beyazlatma etkisinin ve oksidatif kapasitesinin HP'den fazla olma ihtimali ve 14 günlük remineralizasyon periyodunun başlangıç mikrosertlik değerine geri dönüş için yeterli gelmemiş olması buna sebep olabilir. Bunun yanı sıra P-DS-5'in Δ MS2 değeri, HP-20 ile benzer bulundu.

Çalışmamızın deneysel gruplarında $\Delta MS2$ değerleri açısından, HP-20 ile P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10/HP-10 arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Bu durum demineralizasyon miktarlarının aynı olması sebebiyle görülmüş olabilir.

Çalışmanın yüzey morfolojisi bulguları neticesinde ‘test edilen HP ve DS’nin plazma ile aktivasyonunun mine yüzey morfolojileri üzerine etkisi yoktur‘ sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Pinto et al. (245) beyazlatma işleminin mine yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını bildirmiştir. SEM ile beyazlatma sonrası mine yüzeyinde meydana gelen erozyon ve pörözite alanları ayrıntılı bir şekilde izlenmiştir (262, 273). Yapılan çalışmalarda %30 ile %37’lik konsantrasyonlarda HP ile beyazlatılmış minede beyazlatılmamış mineye göre kalsiyum/fosfor oranının azaldığı ve yüzeyel morfolojik değişiklikler olduğu bildirilmiştir (261, 263, 274, 275). Çalışmamızdan elde edilen SEM görüntülerine göre, kontrol gruplarının yüzey morfolojisinde herhangi bir değişiklik gözlenmezken, literatüre benzer şekilde HP-5 ve HP-10’da HP-20’den daha az olmak üzere, üç grupta da mine yüzeyinde belirgin pöröz alanlarla karşılaşıldı (161). Plazma ile aktive edilen HP gruplarının mine yüzey görüntülerinde ise herhangi bir demineralize alan görülmemekle birlikte çok daha düz ve pürüzsüz yüzeyler elde edildi. Nam et al. (209) yaptıkları çalışmalarında da bizim bulgularımıza benzer şekilde, plazma uygulanan yüzeylerde smear tabakası ve renklendirici ajanlar gibi diş yüzeyine sonradan çökelen proteinlerin büyük kısmının ortadan kalktığı, dolayısıyla yüzeyin daha pürüzsüz görüldüğünü bildirmiştir. Bu durum, plazmanın yüzey proteinlerinin uzaklaştırma ve denatüre etmedeki yeteneğinin beyazlatma etkisiyle ilişkili olabileceğini ortaya koymaktadır.

Çalışmamızda HP-20’den elde edilen SEM görüntülerinde, mine yüzeyinde asitlenmiş mine benzeri demineralizasyon alanları, şiddetli destrüksiyon ve mine prizmaları boyunca atipik kristal görünümü izlendi. Benzer şekilde yapılan çalışmalarda, beyazlatma ajanı uygulanmış minenin asitlenmiş mineye benzediği ve meydana gelen demineralizasyon miktarının uygulanan ajanın türü, konsantrasyonu ve uygulama süresiyle ilişkili olduğu belirtilmiştir (276). Bizim çalışmamızda da HP-5 ve HP-10 grubunun beyazlatma sonrası demineralizasyon miktarı HP-20’ye göre

daha az bulunmuştur. Bu bulgu mikrosertlik bulgularını da destekler nitelikte olup, %40 HP ajanının mine yüzeyinde yarattığı demineralizasyonun uygulama süresiyle doğru orantılı olduğunu göstermektedir.

Plazma ile aktive edilen DS gruplarında (P-DS-5 ve P-DS-10) ise demineralizasyon şeklinde olmamakla birlikte mine yüzeylerinden düzensiz madde kalktığı görülmüştür. Bu durumun, DS'ye uygulanan hava plazmalarındaki deşarjın oluşturduğu reaktif oksijen türevleri, yüklü parçacıklar ve ozondan daha güçlü okside edici radikallerin DS aracılığıyla transferlerinin kolaylaşmasına (255, 256) ve plazma uygulanan DS'nin asidik özellik kazanmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz (258). P-DS-5 ve P-DS-10'nin SEM görüntülerinde, jel kullanılarak plazma ile muamele edilmiş gruplara (P-HP-5, P-HP-10, P-HP-5/HP-15 ve P-HP-10/HP-10) göre bazı destrüksiyon alanları izlendi. Jel kullanılan gruplarda, karıştırıldıktan sonra nötr pH'a ulaşan %40'lık HP jelin hava plazmasında oluşan asidik ürünleri nötralize etmesi ve jel içerisindeki sodyum florür ve potasyum nitrat gibi ajanların yüzeye birikmesi jelle birlikte plazma uygulamasının jelsiz plazma uygulamalarına göre çok daha düz yüzeyler oluşmasını sağlamış olabilir.

P-DS-10 ile HP-20 beyazlatma sonrası yüzey morfolojileri açısından karşılaştırıldığında, P-DS-10'daki örneklerin yüzeylerindeki demineralizasyon oranının daha az olduğu görülmektedir.

Direkt plazma tedavisinde plazma dielektrik kaplanmış elektrot ile hedef doku arasında oluşturulurken, deşarjının oluşumu için gerekli olan elektrik alanın sağlanması gerekir. İşlem sırasında plazmanın ürettiği reaktif ürünler ve uyarılmış fotonlar biyolojik hedefle direk etkileşime girdiği için aradaki elektrik akımının bozulması, plazma oluşumunu bozacağı gibi dokuya zarar da verebilir. Bu sebeple çalışmamızda elektrik alanının devamlılığını sağlamak adına plazma ile DS kullanılan gruplarda her 1 dk'da bir 1 damla DS damlatılmıştır. Bu durum işlem sırasında sıcaklığın artmasını engellemiş olabilir ve bizim sıcaklık sonuçlarımız için yanıtıcı olabilir. Ancak yapılan başka çalışmalara bakıldığında, plazma uygulamalarının diş sıcaklığını pulpa için kritik sıcaklık değerlerine ulaştırmadığı görülmektedir (188, 208, 209). Klinik uygulama açısından düşünüldüğünde ise sürekli su ilavesi zaman alabilir.

Beyazlatma işlemleri sırasında pulpal sıcaklık, uygulanan ısı ve ışık kaynaklarının yarattığı sıcaklığın yanı sıra canlı diş pulpasındaki kan akışından da etkilenir. Sağlıklı dişlerdeki devamlı kan akımı oluşan sıcaklığın dağılmasını sağlayarak pulpa içi sıcaklığın artmasında bariyer görevi görür (277, 278). ABSP klinikte uygulanabilir hale geldiğinde, *in vivo* şartlarda yapılan sıcaklık ölçümleri ve ilave olarak pulpanın histolojik değerlendirmesi çalışmamızın sıcaklık sonuçlarını geliştirmek amacıyla gerçekleştirilebilir.

ABSP'nin güvenilir bir diş beyazlatma yöntemi olarak kullanılması için daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç vardır. Pulpal sıcaklığı arttırmadığı ve mine üzerinde zararlı etkilerinin olmadığı sonuçları başka çalışmalarla da desteklendiği takdirde, tekniğin klinik olarak uygulanabilir hale getirilmesi için daha ileri çalışmalar gerçekleştirilmelidir. Çünkü bizim çalışmamızda da kullandığımız mevcut plazma elektrotu ağız içi kullanıma uygun değildir. Ancak yine de çalışmamızın sonuçları, estetik diş hekimliğinde plazma ile vital diş beyazlatma yöntemi olarak klinik uygulamalar için büyük bir adım şeklinde değerlendirilmelidir.

Çalışmanın bulguları değerlendirildiğinde DS'ye plazma uygulanan gruplarının beyazlatma etkinlikleri yüksek olmasına rağmen, mine yüzeyinde yarattıkları yıkımın da daha fazla olduğu görülmektedir. Bu durumda plazma uygulanan DS gruplarının etkinliği tartışma konusu olabilir. Asidik ortam plazma uygulanan DS'deki HP'nin oksidasyon yeteneğini arttırsa da, dişin organik yapısına zararlı olup olmadığı tam olarak bilinmemektedir. Bunun yanı sıra plazma ile oluşan serbest radikallerin biyolojik dokular için zararlı yan etkileri olup olmadığı da tartışma konusudur. Bu amaçla ABSP ile beyazlatma uygulamalarının toksik etkilerinin olup olmadığı değerlendirilmelidir.

6 SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Plazma uygulaması HP'nin beyazlatma etkinliğini arttırmıştır.
2. Plazma uygulaması DS'ye beyazlatma etkinliği kazandırmıştır. DS'nin 10 dk plazma ile aktive edilmesiyle, HP'nin 5 ve 10 dk plazma ile aktive edilmesinden daha fazla beyazlatma elde edilmiştir.
3. HP ve DS'nin plazmayla 5 ve 10 dk süreyle aktive edilmesiyle, geleneksel muayenehane uygulamalarında kullanılan HP'nin 20 dk aktivasyonsuz kullanılmasına benzer veya ondan daha iyi beyazlatma etkisi elde edilmiştir.
4. Yeniden renklendirme sonuçlarına (ΔE_2 değerleri) göre, deneysel grupların tümünde kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla renklenme görüldü. Yani tüm beyazlatma yöntemleri beyazlatma sonrası yeniden renklenmeye olan yatkınlığı arttırmıştır.
5. Yeniden renklenme miktarları açısından P-HP-10/HP-10 grubu HP-20'den daha az olmakla birlikte; diğer tüm plazma uygulanan gruplar HP-20 ile istatistiksel olarak benzer yeniden renklenme miktarı göstermiştir.
6. Sıcaklık oluşumu açısından plazma uygulaması güvenli sayılabilir.
7. Mikrosertlik değişimleri değerlendirildiğinde DS-10 hariç tüm deneysel gruplar ile HP-20'nin ΔMS_1 değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi. Diğer bir deyişle 10 dk plazma uygulaması yapılmış DS, HP-20'ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla demineralizasyona sebep olmuştur.
8. Tüm deneysel gruplarda beyazlatma sonrası mikrosertlikte azalma görülürken, beyazlatmadan 14 gün sonra remineralizasyon gerçekleşmiştir. Ancak P-DS-10'un mikrosertlik değeri başlangıç değerine ulaşamamıştır.
9. Çalışmamızdan elde edilen SEM görüntülerine göre, beyazlatma sonrası kontrol gruplarının yüzey morfolojisinde herhangi bir değişiklik gözlenmezken, HP-20'de mine yüzeyinde belirgin demineralize alanlar gözlenmiştir.

10. Plazma ile aktive edilen HP gruplarının yüzey görüntüleri belirgin bir şekilde düz ve pürüzsüz olarak izlendi. Tüm deney grupları içerisinde en düz yüzey morfolojisi gösteren grup P-HP-5 idi.
11. Plazma ile aktive edilen DS gruplarının yüzey görüntülerinde (P-DS-5 ve P-DS-10) düzensiz demineralizasyon alanlarıyla karşılaşmıştır. Bu bulgu DS'ye plazma uygulamasıyla güçlü okside edici radikallerin su aracılığıyla transferlerinin kolaylaştığı ve etkilerinin arttığını destekler niteliktedir.
12. Çalışmamızın bulguları neticesinde ABSP ile beyazlatma uygulamalarının etkili olduğu sonucu ortaya çıksa da, plazma ile diş beyazlatmanın etkinliği ve yumuşak ve sert dokular üzerine etkisi ile ilgili ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

ÖZET

Atmosferik Basıncılı Soğuk Plazma Güç Kaynağının Diş Beyazlatma Etkinliği, Renk Stabilitesi ve Mine Dokusu Üzerine Etkisi

Bu *in vitro* çalışmanın amacı atmosferik basınçlı soğuk plazma (ABSP) güç kaynağının diş beyazlatma etkinliği, renk stabilitesi ve mine dokusu üzerine etkisinin değerlendirilmesidir. Bu çalışmada %40 hidrojen peroksit (HP) (Opalascence® Boost PF %40, ABD) ve deiyonize su (DS) ABSP ile aktive edildi. Kontrol grubu olarak ABSP ile aktive edilmemiş DS grupları kullanıldı. Çalışma grupları (1) 5 dk HP (HP-5), (2) HP-10, (3) HP-20, (4) Plazma (P) + HP (P-HP-5), (5) P-HP-10, (6) P-HP-5/HP-15, (7) P-HP-10/HP-10, (8) P-DS-5, (9) P-DS-10, (10) DS-5, (11) DS-10, (12) DS-20 şeklinde belirlendi. Kahve karışımıyla renklendirilen sığır dişi örnekleri (n=20), test edilen beyazlatma yöntemleriyle beyazlatıldıktan sonra ($\Delta E1$) renk stabilitesinin değerlendirilmesi için yeniden renklendirildi ($\Delta E2$). Veriler Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testleriyle analiz edildi ($p < 0,05$). Mikrosertlik değişimlerinin değerlendirilmesi için insan azı dişi örneklerinin sertlikleri (n=20), beyazlatmadan önce, 1 gün ($\Delta MS1$) ve 14 gün sonra ($\Delta MS2$) Vickers mikrosertlik testi ile ölçüldü. Veriler MANOVA ve Tukey-Post Hoc HSD testleri ile analiz edildi ($p < 0,05$). Beyazlatma sonrası yüzey morfolojilerinin değerlendirilmesi için insan azı dişi örnekleri (n=3), taramalı elektron mikroskopuyla 500x, 1500x, 2500x ve 5000x büyütme altında incelendi. Plazmayla aktive edilen gruplar HP-20 ile benzer veya daha yüksek $\Delta E1$ değeri gösterirken ($p < 0,05$), HP-20 ile benzer $\Delta E2$ değerleri gösterdi. P-DS-10'un $\Delta MS1$ ve $\Delta MS2$ değerleri diğer deney gruplarından istatistiksel olarak farklı bulundu ($p < 0,05$). Plazmayla aktive edilen HP gruplarının yüzey morfolojileri diğer deney gruplarından daha pürüzsüz izlendi. ABSP önemli bir yan etki olmaksızın beyazlatma işlemini etkin bir hale getirebilir.

Anahtar kelimeler: Diş beyazlatma, hidrojen peroksit, mikrosertlik, renk stabilitesi, soğuk plazma, yüzey morfolojisi.

ABSTRACT

The Effect of Atmospheric Pressure Cold Plasma on Tooth Bleaching Efficacy, Color Stability and Enamel

This *in vitro* study aimed to evaluate the effect of atmospheric pressure cold plasma (APCP) on tooth bleaching efficacy, color stability and enamel. In this study 40% hydrogen peroxide (HP) (Opalase[®] Boost PF 40%, USA) and deionized water (DW) were activated with APCP. Non-activated DW groups were used as control. Study groups are: (1) HP for 5 min (HP-5), (2) HP-10, (3) HP-20, (4) Plasma (P) + HP (P-HP-5), (5) P-HP-10, (6) P-HP-5/HP-15, (7) P-HP-10/HP-10, (8) P-DW-5, (9) P-DW-10, (10) DW-5, (11) DW-10, and (12) DW-20. Bovine samples colored with coffee solution (n=20) were bleached ($\Delta E1$) and then re-stained ($\Delta E2$). The data were analyzed using Kruskal–Wallis and Mann–Whitney U tests ($p < 0.05$). The change in microhardness values of human molar tooth samples (n=20) were measured before bleaching and 1 day ($\Delta MH1$) and 14 days after bleaching ($\Delta MH2$) using Vickers microhardness tester. The data were analyzed by MANOVA and Tukey’s HSD post-hoc tests ($p < 0.05$). The surface morphology of human molar tooth samples ($n = 3$) was assessed using a scanning electron microscope (magnifications of 500 \times , 1500 \times , 2500 \times and 5000 \times) after bleaching. All plasma-activated groups revealed similar or higher $\Delta E1$ values than HP-20 ($p < 0.05$), while their $\Delta E2$ values were similar to HP-20. The $\Delta MH1$ and $\Delta MH2$ values of P-DW-10 were significantly different from the other experimental groups ($p < 0.05$). The surface morphologies of plasma-activated HP groups were smoother than the other experimental groups. APCP may make the bleaching process more effective without any critical side effects.

Key words: Cold plasma, color stability, hydrogen peroxide, microhardness, surface morphology, tooth bleaching.

KAYNAKLAR

1. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004; 32 (1): 3-12
2. Zaragoza V. Bleaching of vital teeth: technique. *Esto Modeo.* 1984; 9(1): 7-30
3. Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching. *Quintessence International.* 1989; 20(3): 173-176
4. Haywood VB. History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. *Quintessence International.* 1992; 23(7): 471-488
5. Gallagher A, Maggio B, Bowman J, et al. Clinical study to compare two in-office (chairside) whitening systems. *The Journal of Clinical Dentistry.* 2002; 13(6): 219-224
6. Sulieman MA. An overview of tooth-bleaching techniques: Chemistry, Safety and Efficacy. *Periodontology 2000.* 2008; 48(1): 148-169
7. Tezel H, Ertay ÖS, Özata F, Dalgar H, Korkut ZO. Effect of bleaching agents on calcium loss from the enamel surface. *Quintessence International(Berlin,Germany 1985)* 2007; 38(4): 339-347
8. Haywood VB, Silva GM, Brackett MG. Number of in-office light-activated bleaching treatments needed to achieve patient satisfaction. *Quintessence International.* 2006; 37(2): 115-120
9. Sulieman M. An overview of bleaching techniques: 3. In-surgery or power bleaching. *Dental Update* 2005; 32(2): 101-104, 107-108
10. Christensen GJ. The tooth-whitening revolution. *J Am Dent Assoc.* 2002; 133(9): 1277-1279
11. Blankenau R, Goldstein R, Haywood VB. The current status of vital tooth whitening techniques. *Compendium of Continuing Education in Dentistry.* 1999; 20(8): 781-784
12. Lee HW, Kim GJ, Kim JM, et al. Tooth bleaching with nonthermal atmospheric pressure plasma. *Journal of Endodontics.* 2009; 35(4): 587-591

13. Kim JH, Lee MA, Han GJ, Cho BH. Plasma in dentistry: A review of basic concepts and applications in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 2014; 72(1): 1-12
14. Van der Burgt TP, Ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmid WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent* 1990; 63(2): 155-162
15. Chu SJ, Devigus A, Mieleszk AJ. *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*: Quintessence Publishing Company; 2004
16. Pensler A. Shade selection: problems and solutions. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 1998; 19(4): 387-390, 392-394, 396
17. Lee YK, Powers JM. Color difference of four esthetic restorative materials by the illuminant. *American Journal of Dentistry* 2005; 18(5): 359-363
18. Yılmaz İ. Renk Sistemleri, renk uzayları ve dönüşümler. Selçuk Üniversitesi Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Öğretiminde. 2002; 30
19. Panariva RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry*. Edinburgh, United Kingdom: Elsevier-Mosby; 2004
20. Guler AU, Kurt S, Kulunk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 2005; 93(5): 453-458
21. Seghi RR, Johnston WM, O'brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 1986; 56 (1): 35-40
22. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil* 2007; 34(8): 613-621
23. Kuehni RG. The early development of the Munsell system. *Color Research & Application* 2002; 27(1): 20-27
24. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am* 2001; 45(1): 155-172
25. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2): 341-358
26. WEB_1 (2017). Vita North America's web site. <https://vitanorthamerica.com/2011/09/29/bleached-shades-now-available-for-vita-classical-shade-guide/> (01.04.2017)

27. Lasserre JF, Pop-Ciutrla IS, Colosi HA. A comparison between a new visual method of colour matching by intraoral camera and conventional visual and spectrometric methods. *J Dent* 2011; 39(3): 29-36
28. WEB_2 (2015). PCE Instruments' web site. <http://www.pce-cihazlari.com.tr/teknik-bilgiler/renk-olcer-pce-rgb.htm> (01.04.2017)
29. EÜ D. Diş Rengi Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler.
30. WEB_3 (2016). Aliexpress' web site. <https://tr.aliexpress.com/w/wholesale-portable-colorimeter.html> (01.04.2017)
31. WEB_4 (2016). Ebay's web site. <http://www.ebay.com/bhp/intraoral-camera> (01.04.2017)
32. Doğan A, Yüzügüllü B. Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011; (4): 65-72
33. Schmitter M, Mussotter K, Hassel AJ. Interexaminer reliability in the clinical measurement of L* C* h* values using a laminar spectrophotometer. *The International Journal of Prosthodontics*. 2007; 21(5): 422-424
34. WEB_5 (2017). Alibaba's web site. <https://turkish.alibaba.com/product-detail-img/2014-yeni-ince-spektroradyometre-fiyat-analiz-r--60278366705.html> (01.04.2017)
35. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 2002; 81(8): 578-582
36. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 2000; 45(5): 355-361
37. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent* 2009; 101(3): 193-199
38. Llana C, Lozano E, Amengual J, Forner L. Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2011; 12(1): 19-23
39. WEB_6 (2017). MHT's web site. <http://www.mht.ch/index.php?uri=micro.html> (01.04.2017)

40. Koruk DC, Kirzioğlu Z. Çocuklar ve gençlerde diş beyazlatma işlemlerine yaklaşım-Derleme. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2010; (3): 44-53
41. Vogel RI. Intrinsic and extrinsic discoloration of the dentition (a literature review). Journal of Oral Medicine 1975; 30(4): 99-104
42. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. Br Dent J 2001; 190(6): 309-316
43. Murrin J, Barkmeier W. Chemical treatment of endemic dental fluorosis. Quintessence International. 1982; 13(3):363-369
44. Cohen SC, Chase C. Human pulpal response to bleaching procedures on vital teeth. Journal of Endodontics 1979; 5(5): 134-138
45. Rajpar MH, Harley K, Laing C, Davies RM, Dixon MJ. Mutation of the gene encoding the enamel-specific protein, enamelin, causes autosomal-dominant amelogenesis imperfecta. Hum Mol Genet 2001; 10(16): 1673-1677
46. Koyutürk A, Kahvecioğlu F, Şener Y, Gökalp A. Geçici overdenture protezler ile rehabilite edilen amelogenesis imperfekta: Olgu sunumu. Cumhuriyet Dental Journal 2006; 9(1): 41-45
47. Ayna B, Ayna E, Hamamcı N, Çelenk S, Bolgöl B. Imperfecta a. amelogenesis imperfektali iki hastada estetik ve fonksiyonun sağlanması: olgu sunumu. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2008; 11(2)
48. Nathwani NS, Kelleher M. Minimally destructive management of amelogenesis imperfecta and hypodontia with bleaching and bonding. Dental Update. 2010; 37(3): 170-172, 175-176, 179
49. Bidra AS, Uribe F. Successful bleaching of teeth with dentinogenesis imperfecta discoloration: a case report. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2011; 23(1): 3-10
50. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler: Nobel Tıp Kitabevleri; 2006
51. Faunce F. Management of discolored teeth. Dent Clin North Am 1983; 27(4): 657-670
52. Grossman LLI, Oliet S, Del Río CE. Endodontic practice: Lea & Febiger; 1988

53. İpek E, Bayrak Ş. Diş ağartma yöntemleri ve komplikasyonları. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2010; 10(3): 125-133
54. Bayırlı G. Pulpa patolojisi ve tedavileri. DÜ Basımevi. 1991; 105
55. Weerheijm KL, Mejare I. Molar incisor hypomineralization: a questionnaire inventory of its occurrence in member countries of the European Academy of Paediatric Dentistry (EAPD). International Journal of Paediatric Dentistry 2003; 13(6):411-416
56. Croll TP. Tooth bleaching for children and teens: a protocol and examples. Quintessence International 1994; 25(12): 811-817
57. Donly KJ. The adolescent patient: special whitening challenges. Compendium of Continuing Education in Dentistry 2003; 24(4A): 390-396
58. Goldstein RE. Bleaching teeth: new materials--new role. J Am Dent Assoc 1988; 116(2): 156
59. Dahl JE, Pallesen U. Tooth bleaching--a critical review of the biological aspects. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine 2003; 14(4): 292-304
60. Albers H. Lightening natural teeth. ADEPT report. 1991;2(1):1-24
61. Brown G. Factors influencing successful bleaching of the discolored root-filled tooth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965; 20(2): 238-244
62. Gregus Z, Klaassen CD. Mechanisms of toxicity. Casarett and Doull's Toxicology: the basic science of poisons. 2001; 6: 35-82
63. Cotton FA, Wilkinson G, Murillo C, Bochmann MO. Advances in inorganic chemistry A comprehensive text Cotton FA, Wilkinson G, editors New York: Interscience Publisher. 1972; 403-420
64. Seghi RR, Denry I. Effects of external bleaching on indentation and abrasion characteristics of human enamel in vitro. J Dent Res 1992; 71(6): 1340-1344
65. Arı H, Üngör M. In vitro comparison of different types of sodium perborate used for intracoronary bleaching of discoloured teeth. International Endodontic Journal 2002; 35(5): 433-436
66. Frysh H, Bowles W, Baker F, Rivera-Hidalgo G, Guillen G. Effect of pH on bleaching efficiency [abstract A2248]. J Dent Res. 1993; 72: 384
67. Alaçam T. Endodonti Ankara, Şafak Matbaacılık San. Tic Ltd Şti. 2000

68. Nutting EB, Poe GS. Chemical bleaching of discolored endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1967; 655-662
69. Rotstein I. Bleaching nonvital and vital discolored teeth. *Pathways of the Pulp*, 7th edn St Louis: CV Mosby. 1998; 674-690
70. Rotstein I. Intracoronal Bleaching of Non-vital Teeth. *Bleaching Techniques in Restorative Dentistry: An Illustrated Guide*: CRC Press; 2001; 159-172
71. Settembrini L, Gultz J, Kaim J, Scherer W. A technique for bleaching nonvital teeth: inside/outside bleaching. *J Am Dent Assoc* 1997; 128(9): 1283-1284
72. Strassler HE. Clinical case report: treatment of mild-to-moderate fluorosis with a minimally invasive treatment plan. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 2010; 31(1): 54-58
73. Allen K, Agosta C, Estafan D. Using microabrasive material to remove fluorosis stains. *J Am Dent Assoc* 2004; 135(3): 319-323
74. Croll TP. Enamel microabrasion: observations after 10 years. *J Am Dent Assoc* 1997; 128 (1): 45-50
75. Gözetici B, Kuşdemir M, Bozkurt FÖ. Combined esthetic therapy of severe dental fluorosis: a case report. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2016; 16:12-17
76. Waggoner WF, Johnston WM, Schumann S, Schikowski E. Microabrasion of human enamel in vitro using hydrochloric acid and pumice. *Pediatr Dent* 1989; 11(4): 319-323
77. Alaçam T. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi: Endodonti*, Gazi Üniversitesi Basın Yayın Yüksek Okulu Basımevi; 1990
78. Türkün LŞ. Diş beyazlatmasında kullanılan bir office materyalinin klinik performansının değerlendirilmesi
79. WEB_7 (2016). Dentin Diş Kliniği's web site. <http://www.dentinizmir.com/tedavi/dis-beyazlatma> (01.04.2017)
80. Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching: how safe is it? *Quintessence International* 1991; 22(7): 515-523
81. WEB_8 (2016). Onikibilgi.com 's web site. <http://www.onikibilgi.com/dis-beyazlatma-jeli> (01.04.2017)

82. Demarco FF, Meireles SS, Masotti AS. Over-the-counter whitening agents: a concise review. *Brazilian Oral Research* 2009; 23(1): 64-70
83. WEB_9 (2017). Tooth Whitening 's web site. <https://tooth-whitening-at-home.co.uk/instructions-for-use> (01.04.2017)
84. Blankenau R, Goldstein R, Haywood V. The current status of vital tooth whitening techniques. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 1999; 20(8): 781-784, 786, 788
85. Karadaş M, Seven N. Vital dişlerde beyazlatma. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014; 9(9)
86. Sulieman M, Rees J, Addy M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *Br Dent J*. 2006; 200(11): 631-634
87. Sulieman M, Addy M, Rees JS. Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. *Br Dent J*. 2005; 199(1): 37-40
88. Tarle Z, Meniga A, Knežević A, et al. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil*. 2002; 29(7): 662-667
89. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*. 2002; 18(3): 189-196
90. Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth—experimental characterization and mathematical modeling. *Dental Materials*. 2010; 26(6): 501-513
91. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. The influence of ultraviolet radiation intensity on curing depth of photo-activated composite veneering materials. *J Oral Rehabil*. 1998; 25(10): 770-775
92. Baxendale J, Wilson J. The photolysis of hydrogen peroxide at high light intensities. *Transactions of the Faraday Society*. 1957; 53: 344-356
93. WEB_10 (2014). Philips Zoom's web site. <http://www.usa.philips.com/c-m-pe/dental-professionals/products/whitening/in-office-whitening/philips-zoom-ultimate-protocol> (01.04.2017)
94. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry*. 2002; 27(6): 636-638

95. Papathanasiou A, Kastali S, Perry RD, Kugel G. Clinical evaluation of a 35% hydrogen peroxide in-office whitening system. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 2002; 23(4):335-338, 340, 343-344
96. WEB_11 (2015). Pocket Dentistry's web site. [https://pocketdentistry.com/8-dental-curing-lights/\(01.04.2017\)](https://pocketdentistry.com/8-dental-curing-lights/(01.04.2017))
97. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*. 2005; 26(18): 3981-3986
98. Koçak S, Koçak MM, Sağlam BC. Clinical comparison between the bleaching efficacy of light-emitting diode and diode laser with sodium perborate. *Australian Endodontic Journal*. 2014; 40(1): 17-20
99. WEB_12 (2015). Derom Dental International's web site. [http://www.ddi.ro/62_signal-professional\(01.04.2017\)](http://www.ddi.ro/62_signal-professional(01.04.2017))
100. Affairs ACOS. Laser-assisted bleaching: an update. *J Am Dent Assoc*. 1998; 129(10): 1484-1487
101. Sun G. The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am*. 2000; 44(4): 831-850
102. Gurgan S, Cakir FY, Yazici E. Different light-activated in-office bleaching systems: a clinical evaluation. *Lasers in Medical Science*. 2010; 25(6): 817-822
103. Carrasco TG, Carrasco-Guerisoli LD, Fröner IC. In vitro study of the pulp chamber temperature rise during light-activated bleaching. *Journal of Applied Oral Science*. 2008; 16(5): 355-359
104. WEB_13 (2013). DC International's web site. [http://www.dcinter.com/PWS_product.html\(01.04.2017\)](http://www.dcinter.com/PWS_product.html(01.04.2017))
105. Claiborne D, McCombs G, Lemaster M, Akman MA, Laroussi M. Low-temperature atmospheric pressure plasma enhanced tooth whitening: the next-generation technology. *International Journal of Dental Hygiene*. 2014; 12(2): 108-114
106. Park JK, Nam SH, Kwon HC, et al. Feasibility of nonthermal atmospheric pressure plasma for intracoronary bleaching. *International Endodontic Journal*. 2011; 44(2): 170-175

107. Nishikawa K, Wakatani M. Plasma Physics: basic theory with fusion applications: (Third Revised Edition) Springer Science & Business Media; 2013
108. Fridman G, Friedman G, Gutsol A, et al. Applied plasma medicine. Plasma Processes and Polymers. 2008; 5(6): 503-533
109. Kong MG, Kroesen G, Morfill G, et al. Plasma medicine: an introductory review. New Journal of Physics. 2009; 11(11): 115012
110. Tonks L, Langmuir I. Oscillations in ionized gases. Physical Review. 1929; 33(2): 195
111. Chen FF, Smith MD. Plasma: Wiley Online Library; 1984
112. Raizer YP, Allen JE. Gas discharge physics: Springer Berlin; 1997
113. Sankaranarayanan R, Pashaie B, Dhali SK. Characteristics of a barrier discharge in monatomic and molecular gases. Applied Physics Letters. 1999; 74(21): 3119-3121
114. Boulos MI, Fauchais P, Pfender E. Thermal Plasma, Vol. 1. Plenum Press, New York; 1994
115. Kalghatgi SU, Fridman G, Fridman A, Friedman G, Clyne AM. Non-thermal dielectric barrier discharge plasma treatment of endothelial cells. Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2008; 3578-3581
116. Krall NA, Trivelpiece AW. Principles of plasma physics. New York ; London: McGraw-Hill; 1973
117. Laroussi M, Lu X. Room-temperature atmospheric pressure plasma plume for biomedical applications. Applied Physics Letters. 2005; 87(11): 113902
118. Bárdos L, Baránková H. Cold atmospheric plasma: Sources, processes, and applications. Thin Solid Films. 2010; 518(23): 6705-6713
119. Yokoyama T, Kogoma M, Moriwaki T, Okazaki S. The mechanism of the stabilisation of glow plasma at atmospheric pressure. Journal of Physics D: Applied Physics. 1990; 23(8): 1749
120. WEB_14 (2013). COST's web site. <http://www.cost-plasma-liquids.eu/Database-of-Institutions/Comenius-University> (01.04.2017)

121. Fridman G, Shereshevsky A, Jost MM, et al. Floating electrode dielectric barrier discharge plasma in air promoting apoptotic behavior in melanoma skin cancer cell lines. *Plasma Chemistry and Plasma Processing*. 2007; 27(2): 163-176
122. WEB_15 (2013). University of Michigan's web site. <http://uigelz.eecs.umich.edu/Projects/electroporation/electroporation.html> (01.04.2017)
123. Laroussi M, Akan T. Arc-Free Atmospheric Pressure Cold Plasma Jets: A Review. *Plasma Processes and Polymers*. 2007; 4(9): 777-788
124. Schütze A, Jeong JY, Babayan SE, Park J, Selwyn GS, Hicks RF. The atmospheric-pressure plasma jet: a review and comparison to other plasma sources. *Plasma Science, IEEE Transactions on*. 1998; 26(6): 1685-1694
125. Babayan SE, Jeong JY, Tu VJ, Park J, Selwyn GS, Hicks RF. Deposition of silicon dioxide films with an atmospheric-pressure plasma jet. *Plasma Sources Science and Technology*. 1998; 7(3): 286
126. Herrmann HW, Henins I, Park J, Selwyn GS. Decontamination of chemical and biological warfare (CBW) agents using an atmospheric pressure plasma jet (APPJ). *Physics of Plasmas (1994-present)*. 1999; 6(5): 2284-2289
127. Laroussi M. Nonthermal decontamination of biological media by atmospheric-pressure plasmas: review, analysis, and prospects. *Plasma Science, IEEE Transactions on*. 2002; 30(4): 1409-1415
128. Cipolletta L, Bianco MA, Rotondano G, et al. Prospective comparison of argon plasma coagulator and heater probe in the endoscopic treatment of major peptic ulcer bleeding. *Gastrointest Endosc*. 1998; 48(2): 191-195
129. Zenker M. Argon plasma coagulation. *GMS Krankenhaushygiene interdisziplinär*. 2008; 3(1) 15
130. Choi HS, Kim KN, You EM, et al. Tooth whitening effects by atmospheric pressure cold plasmas with different gases. *Japanese Journal of Applied Physics*. 2013; 52(11): 11NF02
131. Jorgensen MG, Carroll WB. Incidence of tooth sensitivity after home whitening treatment. *J Am Dent Assoc* 2002; 133(8): 1076-1082
132. Nathanson D, Parra C. Bleaching vital teeth: a review and clinical study. *Compendium (Newtown, Pa)* 1987; 8(7): 490-492, 494, 496-497

133. Tam L. Clinical trial of three 10% carbamide peroxide bleaching products. *J Can Dent Assoc* 1999; 65(4): 201-205
134. Schulte JR, Morrissette DB, Gasior EJ, Czajewski MV. The effects of bleaching application time on the dental pulp. *J Am Dent Assoc* 1994; 125(10): 1330-1335
135. Leonard Jr RH, Haywood VB, Phillips C. Risk factors for developing tooth sensitivity and gingival irritation associated with nightguard vital bleaching. *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985). 1997; 28(8): 527-534
136. Thitinthapan W, Satamanont P, Vongsavan N. In vitro penetration of the pulp chamber by three brands of carbamide peroxide. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 1999; 11(5): 259-264
137. Özel E, Civelek A. Dentin Duyarlılığı ve Günümüzdeki Tedavi Alternatifleri. *Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi*. 2004; 6(3): 31-34
138. Martin JH, Bishop JG, Guentherman RH, Dorman HL. Cellular response of gingiva to prolonged application of dilute hydrogen peroxide. *J Periodontol* 1968; 39(4): 208-210
139. Matis B, Yousef M, Cochran M, Eckert G. Degradation of bleaching gels in vivo as a function of tray design and carbamide peroxide concentration. *Operative Dentistry*. 2002; 27(1): 12-18
140. Bowles WH, Thompson LR. Vital bleaching: the effects of heat and hydrogen peroxide on pulpal enzymes. *Journal of Endodontics* 1986; 12(3): 108-112
141. Weitzman SA, Weitberg AB, Stosel TP, Schwartz J, Shklar G. Effects of Hydrogen Peroxide on Oral Carcinogenesis in Hamsters*. *Journal of Periodontology*. 1986; 57(11): 685-688.
142. Li Y. Biological properties of peroxide-containing tooth whiteners. *Food Chem Toxicol* 1996; 34(9): 887-904
143. Fayle SA, Pollard MA. Congenital erythropoietic porphyria--oral manifestations and dental treatment in childhood: a case report. *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985) 1994; 25(8): 551-554
144. Gomez RS, de Castro Albuquerque R, Dutra RA, et al. Effects of a bleaching agent containing 35% carbamide peroxide on the immunolocalization of cyclin D and p16. *J Oral Rehabil*. 2002; 29(9): 906-909

145. Swift Jr EJ, Perdigao J. Effects of bleaching on teeth and restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 1998; 19(8):815-820
146. Turker ŞB, Biskin T. Effect of three bleaching agents on the surface properties of three different esthetic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2003; 89(5):466-473
147. Cehreli ZC, Yazici R, Garcia-Godoy F. Effect of home-use bleaching gels on fluoride releasing restorative materials. *Operative Dentistry* 2003; 28(5): 605-609
148. Mor C, Steinberg D, Dogan H, Rotstein I. Bacterial adherence to bleached surfaces of composite resin in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 86(5):582-586
149. Hummert TW, Osborne JW, Norling BK, Cardenas HL. Mercury in solution following exposure of various amalgams to carbamide peroxides. *American Journal of Dentistry* 1993; 6(6): 305-309
150. Rotstein I, Mor C, Arwaz JR. Changes in surface levels of mercury, silver, tin, and copper of dental amalgam treated with carbamide peroxide and hydrogen peroxide in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 83(4): 506-509
151. Bahari M, Oskoe PA, Oskoe SS, Puralibaba F, Ahari AM. Mercury release of amalgams with various silver contents after exposure to bleaching agent. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2016; 10(2): 118-123
152. Lai SC, Tay FR, Cheung GS, et al. Reversal of compromised bonding in bleached enamel. *J Dent Res* 2002; 81(7):477-481
153. Dishman MV, Covey DA, Baughan LW. The effects of peroxide bleaching on composite to enamel bond strength. *Dental Materials* 1994; 10(1): 33-36
154. Bitter NC. A scanning electron microscopy study of the effect of bleaching agents on enamel: a preliminary report. *J Prosthet Dent* 1992; 67(6): 852-855
155. Leonard Jr RH, Austin SM, Haywood VB, Bentley CD. Change in pH of plaque and 10% carbamide peroxide solution during nightguard vital bleaching treatment. *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985) 1994; 25(12): 819-823

156. Perdigao J, Francci C, Swift Jr EJ, Ambrose WW, Lopes M. Ultra-morphological study of the interaction of dental adhesives with carbamide peroxide-bleached enamel. *American Journal of Dentistry* 1998; 11(6): 291-301
157. Basting RT, Rodrigues Jr AL, Serra MC. The effect of 10% carbamide peroxide bleaching material on microhardness of sound and demineralized enamel and dentin in situ. *Operative Dentistry* 2001; 26(6): 531-539
158. Feagin F, Koulourides T, Pigman W. The characterization of enamel surface demineralization, remineralization, and associated hardness changes in human and bovine material. *Arch Oral Biol* 1969; 14(12): 1407-1417
159. Johansen E. Comparison of the ultrastructure and chemical composition of sound and carious enamel from human permanent teeth. *Tooth enamel*. 1965:177
160. Flaitz CM, Hicks MJ. Effects of carbamide peroxide whitening agents on enamel surfaces and caries-like lesion formation: an SEM and polarized light microscopic in vitro study. *ASDC J Dent Child* 1996; 63(4): 249-256
161. McGuckin RS, Babin JF, Meyer BJ. Alterations in human enamel surface morphology following vital bleaching. *J Prosthet Dent* 1992; 68(5): 754-760
162. Llana PMC, Forner NL, Faus LJV, Fernández A. Effet de deux agents pour blanchiment sur la surface de l'émail. Etude in vitro. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol* 1992; 35(3-4): 117-120
163. Attin T, Kielbassa A, Schwanenberg M, Hellwig E. Effect of fluoride treatment on remineralization of bleached enamel. *J Oral Rehabil*. 1997; 24(4): 282-286
164. Attin T, Kocabiyik M, Buchalla W, Hannig C, Becker K. Susceptibility of enamel surfaces to demineralization after application of fluoridated carbamide peroxide gels. *Caries Res* . 2003; 37(2): 93-99
165. Rotstein I. In vitro determination and quantification of 30% hydrogen peroxide penetration through dentin and cementum during bleaching. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol*. 1991; 72(5): 602-606
166. Lewinstein I, Hirschfeld Z, Stabholz A, Rotstein I. Effect of hydrogen peroxide and sodium perborate on the microhardness of human enamel and dentin. *Journal of Endodontics*. 1994; 20(2): 61-63

167. Cooper JS, Bokmeyer TJ, Bowles WH. Penetration of the pulp chamber by carbamide peroxide bleaching agents. *Journal of Endodontics*. 1992; 18(7): 315-317
168. Powell LV, Bales DJ. Tooth bleaching: its effect on oral tissues. *J Am Dent Assoc*. 1991; 122(11): 50-54
169. Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2001; 13(6): 370-378
170. Sherman SJ, Boyer LV, Sibley WA. Cerebral infarction immediately after ingestion of hydrogen peroxide solution. *Stroke-a Journal of Cerebral Circulation*. 1994; 25(5): 1065-1067
171. Haywood V. Current status and recommendations for dentist-prescribed, at-home tooth whitening. *Contemporary Esthetics and Restorative Practice*. 1999; 3(1): 2-9
172. Rosenstiel SF, Gegauff AG, McCafferty RJ, Johnston WM. In vitro tooth color change with repeated bleaching. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)* 1991; 22(1): 7-12
173. Wiegand A, Drebenstedt S, Roos M, Magalhães AC, Attin T. 12-Month color stability of enamel, dentine, and enamel–dentine samples after bleaching. *Clinical Oral Investigations* 2008; 12(4): 303-310
174. van der Burgt TP, Plasschaert AJM. Bleaching of tooth discoloration caused by endodontic sealers. *Journal of Endodontics* 1986; 12(6): 231-234
175. Şener Y, Koyutürk AE. Üç farklı cam iyonomer simanın yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*. 2006; 9: 91-94
176. Callister WD. *Materials science and engineering : an introduction*. 4th ed. ed. New York ; Chichester: Wiley Asia Student Edition; 1997
177. Savaşkan T. *Malzeme bilgisi ve muayenesi: Derya Kitabevi; 1999*
178. Williams DB, Carter CB. *The transmission electron microscope: Springer US ; 1996; 1: 3-17*
179. Bozzola JJ, Russell LD. *Electron microscopy: principles and techniques for biologists: Jones & Bartlett Learning; 1999*
180. Oatley C. The early history of the scanning electron microscope. *Journal of Applied Physics*. 1982; 53(2): 1-13

181. Binnig G, Quate CF, Gerber C. Atomic force microscope. *Physical Review Letters*. 1986; 56(9): 930-933
182. Schmitt J, Flemming HC. FTIR-spectroscopy in microbial and material analysis. *International Biodeterioration & Biodegradation*. 1998; 41(1): 1-11
183. Kumar M, Sequeira PS, Peter S, Bhat GK. Sterilisation of extracted human teeth for educational use. *Indian Journal of Medical Microbiology*. 2005; 23(4): 256-258
184. Freitas D, Arce MB, Nunes Leite Lima DA, et al. Evaluation of Ultrasound and Light Sources as Bleaching Catalysts-an In Vitro Study. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2012; 7(2): 176-184
185. Leung VWH, Darvell BW. Artificial salivas for in vitro studies of dental materials. *J Dent*. 1997; 25(6): 475-484
186. Batista GR, Barcellos DC, Torres CR, Goto EH, Pucci CR, Borges AB. The influence of chemical activation on tooth bleaching using 10% carbamide peroxide. *Operative Dentistry*. 2011; 36(2): 162-168
187. Berger SB, Coelho AS, Oliveira VAP, Cavalli V, Giannini M. Enamel susceptibility to red wine staining after 35% hydrogen peroxide bleaching. *Journal of Applied Oral Science*. 2008; 16(3): 201-204
188. Nam SH, Lee HW, Cho SH, et al. High-efficiency tooth bleaching using non-thermal atmospheric pressure plasma with low concentration of hydrogen peroxide. *Journal of Applied Oral Science*. 2013; 21(3): 265-270
189. Soares DG, Ribeiro APD, Sacono NT, et al. Mineral loss and morphological changes in dental enamel induced by a 16% carbamide peroxide bleaching gel. *Brazilian Dental Journal*. 2013; 24(5): 517-521
190. Arruda AM, Santos PH, Sundfeld RH, Berger SB, Briso ALF. Effect of hydrogen peroxide at 35% on the morphology of enamel and interference in the de-mineralization process: an in situ study. *Operative Dentistry*. 2012; 37(5): 518-525
191. Navimipour EJ, Kimyai S, Nikazar S, Ghojzadeh M. In vitro evaluation of the effect of delaying toothbrushing with toothpaste on enamel microhardness subsequent to bleaching the teeth with 15% carbamide peroxide. *Operative Dentistry*. 2012; 37(1): 87-92

192. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(1): 101-107
193. Al Shethri S, Matis BA, Cochran MA, Zekonis R, Stropes M. A clinical evaluation of two in-office bleaching products. *Operative Dentistry.* 2003; 28(5): 488-495
194. Barghi N. Making a clinical decision for vital tooth bleaching: at-home or in-office? *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995).* 1998; 19(8): 831-838
195. Joiner A. The bleaching of teeth: a review of the literature. *J Dent.* 2006; 34(7): 412-419
196. Carey CM. Tooth whitening: what we now know. *Journal of Evidence Based Dental Practice.* 2014; 14: 70-76
197. Basson RA, Grobler SR, Kotze TJ, Osman Y. Guidelines for the selection of tooth whitening products amongst those available on the market. *South African Dental Journal.* 2013; 68(3): 122-129
198. Ontiveros JC. In-office vital bleaching with adjunct light. *Dent Clin North Am.* 2011; 55(2): 241-253
199. Luk K, Tam L, Hubert M. Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. *J Am Dent Assoc.* 2004; 135(2): 194-201
200. Smigel I. Laser tooth whitening. *Dentistry Today.* 1996; 15(8): 32-36
201. Hein DK, Ploeger BJ, Hartup JK, et al. In-office vital tooth bleaching--what do lights add? *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995).* 2003; 24(4): 340-35
202. Kugel G. Is there a benefit to light-activated tooth whitening. *J Can Dent Assoc.* 2005; 71: 420-421
203. Fugaro JO, Nordahl I, Fugaro OJ, Matis BA, Mjor IA. Pulp reaction to vital bleaching. *Operative Dentistry-University of Washington.* 2004; 29(4): 363-368
204. Al-Salehi SK, Wood DJ, Hatton PV. The effect of 24h non-stop hydrogen peroxide concentration on bovine enamel and dentine mineral content and microhardness. *J Dent.* 2007; 35(11): 845-850

205. Iza F, Lee JK, Kong MG. Electron kinetics in radio-frequency atmospheric-pressure microplasmas. *Physical Review Letters*. 2007; 99(7): 075004
206. Lu X, Jiang Z, Xiong Q, Tang Z, Pan Y. A single electrode room-temperature plasma jet device for biomedical applications. *Applied Physics Letters*. 2008; 92(15): 151504
207. Iza F, Kim GJ, Lee SM, et al. Microplasmas: sources, particle kinetics, and biomedical applications. *Plasma Processes and Polymers*. 2008; 5(4): 322-344
208. Sun P, Pan J, Tian Y, et al. Tooth whitening with hydrogen peroxide assisted by a direct-current cold atmospheric-pressure air plasma microjet. *Plasma Science, IEEE Transactions on*. 2010; 38(8): 1892-1896
209. Nam SH, Lee HJ, Hong JW, Kim GC. Efficacy of nonthermal atmospheric pressure plasma for tooth bleaching. *The Scientific World Journal*. 2015; 581731
210. Grassberger M, Krauskopf A. Suicidal asphyxiation with helium: report of three cases. *Wiener Klinische Wochenschrift*. 2007; 119(9-10): 323-325
211. Laroussi M. *Plasma medicine: applications of low-temperature gas plasmas in medicine and biology*: Cambridge University Press; 2012
212. Travassos AC, Torres CRG, Borges AB, Barcellos DC. In vitro assessment of chemical activation efficiency during in-office dental bleaching. *Operative Dentistry*. 2010; 35(3): 287-294
213. Kwon SR, Wertz PW, Dawson DV, Cobb DS, Denehy G. The relationship of hydrogen peroxide exposure protocol to bleaching efficacy. *Operative Dentistry*. 2013; 38(2): 177-185
214. Choi HS, Son HK, Kim KM. Longevity of Tooth Whitening by Hydrogen Peroxide using Cold Plasma. *Indian Journal of Science and Technology*. 2015; 8(18)
215. Al-Harbi A, Bortolotto T, Krejci I. Effect of extended application time on the efficacy of an in-office hydrogen peroxide bleaching agent: an in vitro study. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2013; 8(2): 226-236
216. Adibfar A, Steele A, Torneck CD, Titley KC, Ruse D. Leaching of hydrogen peroxide from bleached bovine enamel. *Journal of Endodontics*. 1992; 18(10): 488-491

217. Wiegand A, Vollmer D, Foitzik M, Attin R, Attin T. Efficacy of different whitening modalities on bovine enamel and dentin. *Clinical Oral Investigations*. 2005; 9(2): 91-97
218. Abreu DRd, Sasaki RT, Amaral FLB, Flório FM, Basting RT. Effect of Home-Use and In-Office Bleaching Agents Containing Hydrogen Peroxide Associated with Amorphous Calcium Phosphate on Enamel Microhardness and Surface Roughness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2011; 23(3): 158-168
219. Leonard RH, Teixeira ECN, Garland GE, Ritter AV. Effect on Enamel Microhardness of Two Consumer-Available Bleaching Solutions When Compared with a Dentist-Prescribed, Home-Applied Bleaching Solution and a Control. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005; 17(6): 343-349
220. Basting RT, Rodrigues AL, Serra MC. The effects of seven carbamide peroxide bleaching agents on enamel microhardness over time. *J Am Dent Assoc*. 2003; 134(10): 1335-1342
221. Araujo EM, Baratieri LN, Vieira LCC, Ritter AV. In situ effect of 10% carbamide peroxide on microhardness of human enamel: function of time. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003; 15(3): 166-174
222. Pinto CF, Leme AFP, Cavalli V, Giannini M. Effect of 10% carbamide peroxide bleaching on sound and artificial enamel carious lesions. *Brazilian Dental Journal*. 2009; 20(1): 48-53
223. Pietrobon N, Paul S, Pack N. New approaches to shade communication. *The art of the smile: intergrating prosthodontics, orthodontics, periodontics, dental technology and plastic surgery in esthetic dental treatment* Berlin: Quintessence Publishing Co, Ltd. 2005.
224. McDonald R. *Colour physics for industry: The Society of Dyers and Colourists*; 1997.
225. Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2009; 12(3): 247-263

226. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. The determination of the tooth colors. *Quintessenz Zahntech.* 2004; 30(7): 726-740
227. Freccia WF, Peters DD. A technique for staining extracted teeth: a research and teaching aid for bleaching. *Journal of Endodontics.* 1982; 8(2): 67-69
228. Addy M, Prayitno S, Taylor L, Cadogan S. An in vitro study of the role of dietary factors in the aetiology of tooth staining associated with the use of chlorhexidine. *J Periodontal Res.* 1979; 14(5): 403-410
229. Lee BS, Huang SH, Chiang YC, et al. Development of in vitro tooth staining model and usage of catalysts to elevate the effectiveness of tooth bleaching. *Dental Materials.* 2008; 24(1): 57-66
230. Sulieman M, Addy M, Rees JS. Development and evaluation of a method in vitro to study the effectiveness of tooth bleaching. *J Dent.* 2003; 31(6): 415-422
231. Pleffken PR, Borges AB, Gonçalves SEDP, Torres CRG. The Effectiveness of Low-Intensity Red Laser for Activating a Bleaching Gel and Its Effect in Temperature of the Bleaching Gel and the Dental Pulp. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2012; 24(2): 126-132
232. Frysh H. Chemistry of bleaching. *Complete Dental Bleaching.* 1995:25-33
233. Malkondu Ö, Yurdagüven H, Say EC, Kazazoglu E, Soyman M. Effect of bleaching on microhardness of esthetic restorative materials. *Operative Dentistry.* 2011; 36(2): 177-186
234. Hegedüs C, Bistey T, Flora-Nagy E, Keszthelyi G, Jenei A. An atomic force microscopy study on the effect of bleaching agents on enamel surface. *J Dent.* 1999; 27(7): 509-515
235. Türkün LŞ, Türkün M. Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2004; 16(5): 290-301
236. Ley M, Wagner T, Bizhang M. The effect of different fluoridation methods on the red wine staining potential on intensively bleached enamel in vitro. *American Journal of Dentistry.* 2006; 19(2): 80-84
237. Chen JH, Xu JW, Shing CX. Decomposition rate of hydrogen peroxide bleaching agents under various chemical and physical conditions. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(1): 46-48

238. Schubert L. Temperaturemessungen im Zahn während des Schließ- und Bohrvorgangs mittels des Lichtstrichgalvanometers. *Zahnärztliche Welt*. 1957; 58: 768
239. Sydney GB, Barletta FB, Sydney RB. In vitro analysis of effect of heat used in dental bleaching on human dental enamel. *Brazilian Dental Journal*. 2002; 13(3): 166-169
240. Tredwin CJ, Naik S, Lewis NJ, Scully C. Hydrogen peroxide tooth-whitening (bleaching) products: review of adverse effects and safety issues. *Br Dent J*. 2006; 200(7): 371-376
241. Freedman B. Booster and activator composition for tooth-whitening agents. Google Patents; 2004
242. Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N. Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomaterials*. 2005; 72(2): 254-259
243. Klaric E, Rakic M, Sever I, Tarle Z. Temperature rise during experimental light-activated bleaching. *Lasers in Medical Science*. 2015; 30(2): 567-576
244. Zhang C, Wang X, Kinoshita JI, et al. Effects of KTP laser irradiation, diode laser, and LED on tooth bleaching: a comparative study. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2007; 25(2): 91-95
245. Pinto CF, Oliveira Rd, Cavalli V, Giannini M. Peroxide bleaching agent effects on enamel surface microhardness, roughness and morphology. *Brazilian Oral Research*. 2004; 18(4): 306-311
246. Borges AB, Yui KCK, D'Avila TC, et al. Influence of remineralizing gels on bleached enamel microhardness in different time intervals. *Operative Dentistry*. 2010; 35(2): 180-186
247. Mondelli RFL, Gabriel TRCG, Rizzante FAP, Magalhães AC, Bombonatti JFS, Ishikiriyama SK. Do different bleaching protocols affect the enamel microhardness? *European journal of dentistry*. 2015; 9(1): 25-30
248. Meyers MA, Chawla KK. *Mechanical behavior of materials*: Cambridge University Press Cambridge; 2009


249. Standard A. E384 (2010e2): Standard test method for Knoop and Vickers hardness of materials. ASTM Standards, ASTM International, West Conshohocken, PA. 2010
250. Vasconcelos MdFC, Fonseca-Gonçalves A, de Medeiros UV, Maia LC, Queiroz CS. An In Vitro Evaluation of Human Enamel Surfaces Subjected to Erosive Challenge After Bleaching. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016
251. Haywood VB. Achieving, maintaining, and recovering successful tooth bleaching. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1996; 8(6): 31-38
252. Lee HW, Nam SH, Mohamed AAH, Kim GC, Lee JK. Atmospheric pressure plasma jet composed of three electrodes: application to tooth bleaching. *Plasma Processes and Polymers*. 2010; 7(3-4): 274-280
253. Laroussi M. Low temperature plasma-based sterilization: overview and state-of-the-art. *Plasma Processes and Polymers*. 2005; 2(5): 391-400
254. Kim SJ, Chung TH, Bae SH, Leem SH. Bacterial inactivation using atmospheric pressure single pin electrode microplasma jet with a ground ring. *Applied Physics Letters*. 2009; 94(14): 141502
255. Brisset JL, Moussa D, Doubla A, et al. Chemical reactivity of discharges and temporal post-discharges in plasma treatment of aqueous media: examples of gliding discharge treated solutions. *Industrial & Engineering Chemistry Research*. 2008; 47(16): 5761-5781
256. Burlica R, Kirkpatrick MJ, Locke BR. Formation of reactive species in gliding arc discharges with liquid water. *Journal of Electrostatics*. 2006; 64(1): 35-43
257. Kim MS, Koo IG, Choi MY, et al. Correlated Electrical and Optical Studies of Hybrid Argon Gas–Water Plasmas and their Application to Tooth Whitening. *Plasma Processes and Polymers*. 2012; 9(3): 339-345
258. Ikawa S, Kitano K, Hamaguchi S. Effects of pH on Bacterial Inactivation in Aqueous Solutions due to Low-Temperature Atmospheric Pressure Plasma Application. *Plasma Processes and Polymers*. 2010; 7(1): 33-42
259. Shainsky N, Dobrynin D, Ercan U, et al. Non-equilibrium plasma treatment of liquids, formation of plasma acid. ISPC-20: 20th International Symposium on Plasma Chemistry; 2011

260. Jones CW. Applications of hydrogen peroxide and derivatives: Royal Society of Chemistry; 1999
261. Rotstein I, Dankner E, Goldman A, et al. Histochemical analysis of dental hard tissues following bleaching. *Journal of Endodontics*. 1996; 22(1): 23-26
262. Zalkind M, Arwaz JR, Goldman A, Rotstein I. Surface morphology changes in human enamel, dentin and cementum following bleaching: a scanning electron microscopy study. *Dental Traumatology*. 1996; 12(2): 82-88
263. Titley K, Torneck CD, Smith D. The effect of concentrated hydrogen peroxide solutions on the surface morphology of human tooth enamel. *Journal of Endodontics*. 1988; 14(2): 69-74
264. Zantner C, Beheim-Schwarzbach N, Neumann K, Kielbassa AM. Surface microhardness of enamel after different home bleaching procedures. *Dental Materials*. 2007; 23(2): 243-250
265. Mielczarek A, Klukowska M, Ganowicz M, Kwiatkowska A, Kwaśny M. The effect of strip, tray and office peroxide bleaching systems on enamel surfaces in vitro. *Dental Materials*. 2008; 24(11): 1495-1500
266. Araujo FO, Baratieri LN, Araújo E. In situ study of in-office bleaching procedures using light sources on human enamel microhardness. *Operative Dentistry*. 2010; 35(2): 139-146
267. Smidt A, Feuerstein O, Topel M. Mechanical, morphologic, and chemical effects of carbamide peroxide bleaching agents on human enamel in situ. *Quintessence International*. 2011; 42(5): 407-412
268. Rodrigues JA, Marchi GM, Ambrosano GMB, Heymann HO, Pimenta LA. Microhardness evaluation of in situ vital bleaching on human dental enamel using a novel study design. *Dental Materials*. 2005; 21(11): 1059-1067
269. Faraoni-Romano JJ, Turssi CP, Serra MC. Effect of a 10% carbamide peroxide on wear resistance of enamel and dentine: In situ study. *J Dent*. 2009; 37(4): 273-278
270. Ulukapi H. Effect of different bleaching techniques on enamel surface microhardness. *Quintessence International*. 2007; 38(4): 201-205
271. Amaechi BT, Higham SM. In vitro remineralisation of eroded enamel lesions by saliva. *J Dent*. 2001; 29(5): 371-376

272. Turssi CP, Lima RQV, Faraoni-Romano JJ, Serra MC. Rehardening of caries-like lesions in root surfaces by saliva substitutes. *Gerodontology*. 2006; 23(4): 226-230
273. Ernst CP, Marroquin BB, Willershausen-Zönnchen B. Effects of hydrogen peroxide-containing bleaching agents on the morphology of human enamel. *Quintessence International*. 1996; 27(1): 53-56
274. Pretty IA, Edgar WM, Higham SM. The effect of bleaching on enamel susceptibility to acid erosion and demineralisation. *Br Dent J*. 2005; 198(5): 285-290
275. Lee CQ, Cobb CM, Zargartalebi F, Hu N. Effect of bleaching on microhardness, morphology, and color of enamel. *General Dentistry*. 1994; 43(2): 158-160, 162
276. Atalayın Ç, Pamir T, Tezel H. The Alterations in Tooth Structure Caused by Bleaching Agents. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2008;29(1):13-20.
277. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1965;19(4):515-30.
278. Nyborg H, Brännström M. Pulp reaction to heat. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1968;19(6):605-12.

EKLER

EK. 1


 İZMİR KÂTİP ÇELEBİ
ÜNİVERSİTESİ

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU
(Izmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi 35360 Karabağlar / İZMİR
Tel:0 232 245 04 38 --- 0 232 244 44 44 / 1234 Fax: 0 232 245 04 38 E-posta ikcetik2@gmail.com)



Doç. Dr. Esra UZER ÇELİK
Izmir Katip Çelebi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi



Karar No: 215
Tarih : 12.11.2015

Izmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi hekimlerinden **Doç. Dr. Esra UZER ÇELİK** sorumluluğunda yapılması planlanan "**Atmosferik Soğuk Plazma Güç Kaynağı ile Aktive Edilmiş %40 Hidrojen Peroksit Ajanının Beyazlatma, Renk Stabilitesi, Mine Mikrosertliği ve Mine Yüzey Morfolojisi Üzerine Etkisi**" adlı araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca **bulunmadığına** toplantıya katılan etik kurul üyelerinin **oybirliği** ile karar verilmiştir.


Prof. Dr. Recep SÜTÇÜ
Izmir Kâtip Çelebi Üniversitesi
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Sayfa 1

 TS EN ISO 9001:2008	T.C. İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ Sağlık Bilimleri Enstitüsü	
	YÜKSEK LİSANS/DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU FORMU	Dok. No: FR/69/12 İlk Yayın Tar.: 01.02.2016 Rev. No/Tar.: 00/... Sayfa: 1 / 1

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI'NA
Tarih: 28/04./2017
Tez Konusu / Başlığı: Atmosferik Basıncılı Soğuk Plazma Güç Kaynağı İle Aktive Edilmiş Ajanların Beyazlatma Etkinliği, Renk Stabilitesi Ve Mine Dokusu Üzerine Etkisi
<p>Yukarıda başlığı/konusu gösterilen tez çalışmamın a) Kapak sayfası, b) Giriş, c) Ana bölümler ve d) Sonuç kısımlarından oluşan toplam 125 sayfalık kısmına ilişkin, 27/04/2017. tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezin benzerlik oranı %5 'dir.</p> <p>Uygulanan filtrelemeler:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1- Kabul/Onay ve Bildirim sayfaları hariç, 2- Kaynakça hariç 3- Alıntılar hariç/dâhil 4- 5 kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç <p>İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Uygulama Esasları'nı inceledim ve bu Uygulama Esasları'nda belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.</p> <p>Gereğini saygılarımla arz ederim.</p>
<p>Adı Soyadı: Fatma YILMAZ</p> <p>Öğrenci No: D120201003</p> <p>Anabilim Dalı: Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı</p> <p>Programı: Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı</p> <p>Statüsü: <input type="checkbox"/> Y.Lisans <input checked="" type="checkbox"/> Doktora <input type="checkbox"/> Bütünleşik Dr.</p>
<p>Tarih ve İmza</p> <p>28.04.2017</p> 
<p>DANIŞMAN ONAYI</p> <p>UYGUNDUR.</p> <p>Doc. Dr. Esra UTEK GELİK</p>  (Unvan, Ad Soyad, İmza)

ÖZGEÇMİŞ

Diş hekimi Fatma YILMAZ 20.05.1988'de Manisa'da doğdu. İlköğretim eğitimini Milas Sakarya İlköğretim Okulu'nda, lise eğitimini Milas Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2011 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2012 yılında İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Halen burada araştırma görevlisi ünvanıyla eğitimine ve çalışmalarına devam etmektedir. Çağlar Yılmaz ile evli olup, bir çocuk annesidir.